

*Medición del Kerma en la Superficie de la
piel en equipos de rayos X dentales,
implementando una Cámara de Ionización
tipo Lápiz y un Detector de Estado Sólido
para Radiodiagnóstico*

ucvclass-marco_escfis.pdf

Br. José Angel Nuñez Castillo

Tutor: Lic. Jacksson Sanchez

Tutor Académico: PhD. Humberto Rojas

Trabajo Especial de Grado



Caracas, 31 de octubre del año 2011



Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

**MEDICIÓN DEL KERMA EN LA SUPERFICIE DE
LA PIEL EN EQUIPOS DE RAYOS X DENTALES,
IMPLEMENTANDO UNA CÁMARA DE
IONIZACIÓN TIPO LÁPIZ Y UN DETECTOR DE
ESTADO SÓLIDO PARA RADIODIAGNÓSTICO**

Br. José Angel Nuñez Castillo

Lic. Jacksson Sanchez, Tutor
PhD. Humberto Rojas, Tutor Académico

Caracas, 31 de octubre del año 2011

**Medición del Kerma en la Superficie de la piel en equipos de rayos X
dentales, implementando una Cámara de Ionización tipo Lápiz y un
Detector de Estado Sólido para Radiodiagnóstico**

Copyright © 2011

Universidad Central de Venezuela, José Angel Nuñez Castillo

MEDICIÓN DEL KERMA EN LA SUPERFICIE DE LA PIEL EN
EQUIPOS DE RAYOS X DENTALES, IMPLEMENTANDO UNA
CÁMARA DE IONIZACIÓN TIPO LÁPIZ Y UN DETECTOR DE
ESTADO SÓLIDO PARA RADIODIAGNÓSTICO

Br. José Angel Nuñez Castillo

*Trabajo Especial de Grado presentado
ante la ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título de:
Licenciado en Física.*

Lic. Jacksson Sanchez, Tutor

Fecha

PhD. Humberto Rojas, Tutor Académico

Fecha

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. José Angel Nuñez Castillo, titulado: “**Medición del Kerma en la Superficie de la piel en equipos de rayos X dentales, implementando una Cámara de Ionización tipo Lápiz y un Detector de Estado Sólido para Radiodiagnóstico**” para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

Lic. Jacksson Sanchez, Tutor

Fecha

PhD. Humberto Rojas, Tutor Académico

Fecha

Prof. Mario Ruiz

Fecha

Profa. Jackeline Quiñones

Fecha

Caracas, 31 de octubre del año 2011

Agradecimientos

Al comenzar a redactar la parte correspondiente a los agradecimientos veo que indudablemente existe un gran número de personas, quienes a lo largo de la vida y de mi paso por la Universidad me han apoyado y a quienes debo agradecerles su deferencia para con mi persona.

Primero que todo le doy las gracias a Dios por darme la oportunidad de venir a este mundo maravilloso y por todo lo que me ha dado.

Luego debo darle las gracias a mis padres Angel Núñez y Carmen Castillo por haberme guiado con sus enseñanzas y consejos a lo largo de la vida, sobretodo inculcarme que se debe luchar por lo que uno se propone en la vida aún en presencia de adversidades; además del inmenso apoyo incondicional que me han brindado.

A mi hijo Wolfgang Mikhail, uno de los regalos más bonito que me ha dado Dios y la vida, la luz que me despierta todos los días y me da fortaleza para seguir adelante.

A Rafaela Hernández mi amiga, compañera incondicional en todo momento. Mil gracias por tu apoyo, cariño y comprensión a lo largo de todo este tiempo.

A la Universidad Central de Venezuela, Facultad de Ciencias, Escuela de Física por haber impartido gran parte de los conocimientos que sustentan este TEG.

Al Dr. Federico Gutt por darme la oportunidad de realizar mis pasantías en SefimedCA, además de pertenecer a su equipo de trabajo.

Al Team SefimedCA por el invaluable apoyo recibido en todo momento.

A mi tutor institucional, el Ph.D. Humberto Rojas por haberme aceptado como su tesista y por sus enseñanzas impartidas en el Laboratorio de Física IV, muchísimas gracias profesor.

A mi tutor externo, Jacksson Sánchez por su amistad, el apoyo incondicional brindado, los consejos y sugerencias para el presente trabajo, además de la paciencia brindada, muchas gracias hermano.

Al Departamento de Radiología de la Facultad de Odontología, de la Universidad Central de Venezuela en especial al grupo que lideran el profesor Juan Carlos Martínez y la profesora Támara Sánchez, por toda la colaboración prestada para el desarrollo de las respectivas mediciones que enmarcan este T.E.G; muchas gracias.

A todas aquellas personas que de alguna forma han hecho posible la elaboración y culminación del presente T.E.G.

A mis amigos de la Universidad y a los panas de Cala.

Resumen

Medición del Kerma en la Superficie de la piel en equipos de rayos X dentales, implementando una Cámara de Ionización tipo Lápiz y un Detector de Estado Sólido para Radiodiagnóstico

José Angel Nuñez Castillo

Lic. Jacksson Sanchez, Tutor

PhD. Humberto Rojas, Tutor Académico

Universidad Central de Venezuela

Las radiografías dentales representan un método importante en el diagnóstico por imágenes utilizados en odontología. A pesar que las dosis entregadas en estos de exámenes es relativamente baja; la frecuencia con que se realizan este tipo de evaluaciones asocian ciertos riesgos que pueden ser muy significantivos.

Un Control de Calidad para equipos periapicales se realizó en la Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela, un total de 08 equipos se utilizaron para este estudio, el control comenzó por una inspección visual de las unidades incluyendo medición y cálculo de parámetros físicos inherentes a equipos de rayos X tales como: capa hemireductora, exactitud en el voltaje de tubo, reproducibilidad del tiempo de exposición, dosis ambiental entre otras - donde se pudo constatar que algunos equipos presentaban fallas con la exactitud del voltaje - a partir del cual se procedió a medir la dosis entregada en piel en un examen rutinario tal como lo recomienda el TRS 457; para lo cual se utilizó una cámara de ionización de tipo lápiz, fabricada por PTW modelo 30009 y un detector de estado sólido PTW modelo

T6000–42667 así como un maniquí de cabeza de PMMA ¹ elaborado por PTW modelo *T40027* . Se obtuvieron valores de dosis de $9,52 \pm 0,58$ mGy pertenecientes al tercer cuartil ² para el primer caso y $1,15 \pm 0,12$ mGy para el detector.

El primer rebasa el valor orientativo de referencia para una radiografía periapical que, de acuerdo con el Organismo Internacional de Energía Atómica, es de 7 mGy en un 36 %. Sin embargo, en el segundo caso los valores obtenidos fueron relativamente bajos, probablemente esto se debe al corto tiempo de exposición a que se sometió al detector de estado sólido aunque no se tienen valores de referencia en la literatura.

Lic. Jackson Sanchez
Tutor

PhD. Humberto Rojas
Tutor Académico

¹Polimetilmetacrilato

²Las distribuciones de dosis en el tercer cuartil son denominadas valores referenciales de dosis [1] o valores diagnósticos de referencia [2]

Índice General

Índice General	ix
Lista de Figuras	xiv
Lista de Tablas	xvii
Introducción	1
1. Fundamentos Teóricos de la Física Asociados a la Investigación Propuesta	5
1.1. El átomo	5
1.2. La Radiación	7
1.2.1. Tipos de Radiación	8
1.3. Interacción de los Fotones con la Materia	10
1.3.1. Efecto Fotoeléctrico	11
1.3.2. Efecto Compton	12
1.3.3. Producción y Aniquilación de Pares	14
1.4. Magnitudes y Unidades Dosimétricas	15
1.4.1. Energía impartida	15
1.4.2. Kerma	16
1.4.3. Dosis Absorbida	19
1.5. Atenuación de la Radiación Electromagnética	20

1.5.1.	Atenuación Exponencial Simple	20
1.5.2.	Atenuación Exponencial para Múltiples Modos de Absorción	22
1.5.3.	Capas Hemirreductoras	23
1.6.	Teoría de Cavidades	24
1.6.1.	Teoría de Bragg-Gray	25
1.7.	Rayos X	27
1.7.1.	Producción de los rayos X	28
1.7.2.	Tubo de Rayos X	30
1.8.	Equipos de Rayos Dentales	34
1.8.1.	Factores que afectan la emisión de los rayos X	35
2.	Detectores de Radiación	37
2.1.	Detectores de Radiación	38
2.1.1.	Detectores gaseosos	40
2.1.2.	Proceso de ionización en los gases	41
2.2.	Cámaras de Ionización	41
2.2.1.	Ventajas y Desventajas de las Cámaras de Ionización	43
2.2.2.	Tipos de Cámaras de Ionización	44
2.2.3.	Cámara de ionización tipo lápiz	45
2.3.	Detectores de estado sólido	46
2.4.	Semiconductores	47
2.4.1.	Extructura de los Semiconductores	47
2.4.2.	Semiconductores Intrínsecos	49
2.4.3.	Semiconductores Extrínsecos	49
2.4.4.	Ventajas y desventajas de los detectores de estado sólido .	51
2.5.	Errores en las Mediciones	52

3. Protección Radiológica	56
3.1. Protección Radiológica	56
3.1.1. Principios Fundamentales	57
3.1.2. Medidas Básicas Operacionales	59
3.2. Efectos de las Radiaciones Ionizantes	60
3.3. Actividades Humanas y Exposición a la Radiación	62
3.3.1. Exposición Ocupacional	63
3.3.2. Exposición del Público	63
3.3.3. Exposiciones Médicas	63
3.4. Niveles de Referencia Diagnósticos	64
3.5. Aspectos Regulatorios en Radioprotección en Venezuela	65
4. Materiales Utilizados	70
4.1. Instrumentos Utilizados	70
4.2. Cámara de Ionización tipo Lápiz	72
4.3. Detector de Estado Sólido	74
4.4. Kypimetro	75
4.5. Electrómetro	77
4.6. Fantoma de Cabeza	79

5. Estructura del Protocolo dental	80
5.1. Información General	80
5.2. Evaluación Física y Visual de las Instalaciones del Servicio	81
5.2.1. Condiciones de la Sala de Operación del equipo	81
5.2.2. Inspección Mecánica del Equipo	82
5.2.3. Supervisión Eléctrica del Equipo	83
5.2.4. Seguridad de la Instalación	83
5.3. Pruebas de Control de Calidad en Equipos de Rayos X Dentales	83
5.3.1. Levantamiento radiométrico	84
5.3.2. Radiación de fuga	86
5.3.3. Distancia Foco-Piel	87
5.3.4. Punto Focal	88
5.3.5. Colimación	90
5.3.6. Capa Hemirreductora	92
5.3.7. Exactitud del Voltaje de tubo	94
5.3.8. Reproducibilidad y Exactitud del Tiempo de Exposición	96
5.3.9. Dosis de entrada en piel	98

6. Resultados y discusiones	100
6.1. Evaluación general de las condiciones de la sala	101
6.1.1. Condiciones de la sala	101
6.1.2. Inspección Mecánica del equipo	102
6.1.3. Supervisión Eléctrica del equipo	102
6.1.4. Seguridad de la instalación	103
6.2. Pruebas Realizadas	104
6.2.1. Dosis Equivalente	104
6.2.2. Radiación de Fuga	110
6.2.3. Exactitud del Voltaje de Tubo	112
6.2.4. Exactitud y Reproducibilidad del tiempo de exposición . .	114
6.2.5. Capa Hemirreductora	117
6.2.6. Medición de Dosis en Piel	123
Conclusiones	129
7. Apéndice	131
7.1. Apéndice A	131
7.1.1. Cálculos Realizados	131
7.2. Apéndice B	135
Bibliografía	138

Lista de Figuras

1.1.	El átomo y sus constituyentes.	6
1.2.	Zonas de predominio en la interacción de la radiación con la materia.	11
1.3.	Efecto Fotoeléctrico.	12
1.4.	Efecto Compton.	14
1.5.	Producción de pares.	15
1.6.	Atenuación.	20
1.7.	Curva de atenuación exponencial de rayos X o gamma. Se indican las capas hemirreductora y decimorreductora.	23
1.8.	Radiación de frenado.	29
1.9.	Espectro de rayos X.	30
1.10.	Radiación Característica.	31
1.11.	Extructura interna de un tubo de rayos X dental.	32
2.1.	Regiones de los distintos tipos de detectores gaseosos.	41
2.2.	Esquema que muestra los constituyentes de una cámara de ionización.	42
2.3.	Esquema de bandas para metales, semiconductores y aislantes.	48
2.4.	Semiconductor del tipo n (<i>a</i>) y semiconductor tipo p (<i>b</i>).	50
2.5.	Imagen de aceptor y donador.	51
3.1.	Ley del inverso del cuadrado de la distancia, a medida que nos alejamos de la fuente menor es la intensidad.	59

4.1.	Portaláminas para medir capa hemirreductora.	71
4.2.	Cámara de ionización tipo lápiz PTW.	72
4.3.	Dimensiones de las estructuras internas de la cámara de lápiz PTW.	72
4.4.	Detector de estado sólido Diados PTW Freiburg.	74
4.5.	Kvpímetro PTW Diavolt Universal.	75
4.6.	Electrómetro PTW Diados E.	77
4.7.	Fantoma de cabeza PTW.	79
6.1.	Croquis de la instalación donde se realizó el estudio.	106
6.2.	Parámetros esenciales utilizados para la prueba.	109
6.3.	Montaje experimental utilizado.	109
6.4.	Distintas ubicaciones utilizadas en la evaluación de ambientes.	109
6.5.	kVp medido vs kVp nominal.	113
6.6.	Valor obtenido en medición de kVp.	113
6.7.	Montaje experimental para medición de voltaje de tubo.	114
6.8.	Montaje experimental para la medición de CHR sin lámina.	118
6.9.	Montaje experimental para la medición de CHR con láminas.	118
6.10.	Gráficos de CHR obtenidos para equipo 1 (izquierda) y 2 (derecha).	121
6.11.	Gráficos de CHR obtenidos para equipo 3 (izquierda) y 4 (derecha).	121
6.12.	Gráficos de CHR obtenidos para equipo 5 (izquierda) y 7 (derecha).	122
6.13.	Gráfico de CHR obtenido para equipo 8.	122
6.14.	Montaje experimental utilizado para la medición del kerma en la superficie de la piel utilizando una cámara de ionización tipo lápiz, un detector de estado sólido y un fantoma de PMMA.	123
6.15.	Resultados estadísticos de dosis en piel: camara de ionización (izquierda), detector de estado sólido (derecha)	124

7.1. Certificado de calibración del kypimetro entregado por el laboratorio de PTW-Freiburg.	137
---	-----

Lista de Tablas

1.1.	Tabla con valores de energía y longitudes de onda para las diversas radiaciones.	9
1.2.	Tabla que presenta la clasificación de las radiaciones.	10
1.3.	Tabla con valores de capa hemirreductora y decimoreductora para plomo y concreto en diversos rangos de energía.	24
1.4.	Tabla con valores de energías de ligadura comunes para tubos de rayos X.	31
2.1.	Tabla que muestra la clasificación de los detectores de radiación ionizante.	39
3.1.	Tabla que muestra el umbral de dosis para efectos en piel debidos a una sola exposición.	61
3.2.	Tabla correspondiente al Marco Jurídico Venezolano aplicable a la Protección Radiológica.	66
3.3.	Tabla con valores referenciales para la filtración.	68
3.4.	Tabla con valores referenciales para la capa hemirreductora.	69
4.1.	Tabla con especificaciones técnicas de la cámara de ionización tipo lápiz utilizada en el TEG.	73
4.2.	Tabla con especificaciones técnicas del medidor de kVp.	76
4.3.	Tabla con especificaciones técnicas del electrómetro.	78
6.1.	Tabla con valores obtenidos para las mediciones correspondientes en los distintos puntos establecidos.	107

6.2.	Tabla con valores obtenidos para la corrección por presión y temperatura de la cámara de ionización.	108
6.3.	Tabla con valores obtenidos para la dosis ambiental en cada uno de los puntos establecidos.	108
6.4.	Tabla con valores obtenidos para la radiación de fuga.	110
6.5.	Tabla con valores obtenidos para la prueba de radiación de fuga. . . .	111
6.6.	Tabla con valores obtenidos para el voltaje.	112
6.7.	Tabla con valores obtenidos para la exactitud y reproducibilidad del tiempo.	114
6.8.	Tabla con valores obtenidos para la reproducibilidad del tiempo. . . .	115
6.9.	Tabla con valores obtenidos para la exactitud de diversos tiempos dentro del rango permitido de valores.	115
6.10.	Tabla con valores obtenidos para la prueba de CHR.	119
6.11.	Tabla con resultados calculados para la prueba de CHR.	120
6.12.	Tabla con valores de lecturas obtenidas en los distintos equipos utilizando el detector de estado sólido para radiodiagnóstico.	124
6.13.	Tabla con valores de lecturas obtenidas en los distintos equipos utilizando la cámara de ionización tipo lápiz.	125
6.14.	Tabla con valores de dosis en piel obtenidos a partir de mediciones realizadas con la cámara de ionización tipo lápiz y el detector de estado sólido para radiodiagnóstico.	127
6.15.	Tabla con valores orientativos de dosis encontrados como resultado del presente estudio.	128

Introducción

El radiodiagnóstico es una técnica que nos ha permitido obtener imágenes con suficiente información a través de la interacción de distintos tejidos con las radiaciones ionizantes, es por esto que su uso es ampliamente aceptado en la práctica médica. En la actualidad se busca manejar esta técnica con mayor eficiencia y responsabilidad, obteniendo imágenes de alta calidad pero con un riesgo mínimo para el paciente ya que estudios realizados muestran que la exposición prolongada a este tipo de radiaciones está estrechamente relacionada con efectos potencialmente dañinos para el organismo.

Se ha comprobado que existe una alta probabilidad que estos efectos se encuentren relacionados con los niveles de exposición a los cuales son sometidos parte de la población que es expuesta a exámenes radiológicos, así como con la radiosensibilidad de las células que la absorben. Por esta razón se han adoptado un conjunto de medidas que regulen el uso de los rayos X con fines diagnósticos, la más importante exige exponer tanto al paciente como al profesional a dosis de radiación lo más bajas posibles, de acuerdo con el criterio *ALARA* acrónimo de As Low As Reasonable Achievable.

Uno de los procedimientos radiológicos más frecuentes a nivel mundial lo constituyen las radiografías dentales, a pesar que la exposición por parte del paciente a estas es muy baja, cualquier procedimiento de este estilo debe ser justificado y optimizado. En los países desarrollados se han tomado un conjunto de acciones tendientes a mantener las dosis entregadas dentro de determinados límites, implantando programas de garantía de calidad, ya que estos proporcionan beneficios que pueden concretarse en una mayor vida útil de los equipos, un uso más efectivo de las dosis impartidas a los pacientes,

una disminución en el riesgo al personal de operación y una mayor capacidad para atender a un número mayor de pacientes. Igualmente se señala que la presencia de especialistas calificados en física (*FÍSICOS MÉDICOS*) en centros donde se utilicen radiaciones ionizantes es indispensable. En la República Bolivariana de Venezuela se ha buscado regular el uso de las radiaciones a través de las Normas Covenin 218-1:2000 y 218-2:2000, aunque aun no se han realizado investigaciones dosimétricas a gran escala para determinar la calidad de los equipos, la dosis de entrada en la superficie y/o dosis absorbida en la piel de pacientes sometidos a estudios de Radiodiagnóstico que permitan establecer niveles orientativos.

En el presente trabajo se tiene como propósito la elaboración y validación de un protocolo dental que cumpla tanto con los lineamientos pautados en la Norma Venezolana Covenin 218-1:2000 así como con las recomendaciones respectivas planteadas por organismos internacionales tales como: el Organismo de Energía Atómica (OIEA), Arcal XLIX, la Asociación Americana De Física Médica (AAPM), el Consejo Nacional de Protección Radiológica (NPRB) entre otros, resultado que también permitirá medir la dosis que se entrega en un examen periapical e introducir niveles orientativos de dosis en la práctica de radiología dental en la República Bolivariana de Venezuela.

El trabajo tiene como finalidad cumplir con una serie de metas, las cuales están constituidas por un objetivo general y unos objetivos específicos derivados del general.

El objetivo general del presente trabajo es:

Evaluar las posibilidades que tiene una cámara de ionización de tipo lápiz y un detector de estado sólido para medir la dosis entregada en la entrada de la piel cuando se realiza un exámen odontológico rutinario utilizando un maniquí de polimetilmetacrilato (PMMA).

De este objetivo general se desprenden varios objetivos específicos, dentro de los cuales se tiene:

1. Revisión e implementación de un protocolo para el control de calidad que satisfaga los altos requerimientos internacionales como nacionales en radiodiagnóstico aplicado a equipos de rayos X dentales, en la modalidad periapical.
2. Establecer una comparación a nivel de dosis entre la cámara de ionización y el detector de estado sólido y a su vez intercomparar estas medidas con las establecidas como referencia por el Código de Práctica 457 por el Organismo Internacional de Energía Atómica [28].
3. Proponer valores orientativos de dosis como referencias en la República Bolivariana de Venezuela.
4. Proponer métodos alternos y recomendaciones para las correcciones de ser necesarias.

Con el fin de ubicarnos en el contexto de este trabajo especial de grado, a continuación presentamos el orden seguido en este estudio.

En el Capítulo 1, se enmarca una introducción en la teoría necesaria para ubicarnos dentro del contexto de la Física involucrada en el trabajo. Se hace un recorrido por el átomo, sus propiedades y características, la interacción de la radiación con la materia pasando por la producción de rayos X y revisando las magnitudes dosimétricas más resaltantes.

En el Capítulo 2, se presentan los fundamentos de los detectores de radiación a ser utilizados en el presente TEG.

En el Capítulo 3, primeramente se presenta una revisión general de la teoría concerniente a la protección radiológica, luego se mencionan aspectos resaltantes en

materia de protección radiológica que deben tomarse en cuenta de acuerdo con la legislación existente en la República Bolivariana de Venezuela.

En el Capítulo 4, se presentan las características técnicas asociadas a los instrumentos de medición utilizados.

En el Capítulo 5, se describen en forma detallada las distintas pruebas realizadas.

En el Capítulo 6, se recopilan y procesan los datos colectados durante el trabajo, además de presentar la discusión de resultados.

Luego se presentan las conclusiones y se proponen algunas recomendaciones para trabajos futuros.

Por último, se presenta el apéndice respectivo, donde aparecen los cálculos realizados.

Capítulo 1

Fundamentos Teóricos de la Física Asociados a la Investigación Propuesta

En este primer capítulo se hace un recorrido por los distintos modelos que describen la materia que va desde conceptos básicos como el átomo, sus constituyentes y algunas propiedades, luego se hace una breve y concisa explicación de la radiación y sus tipos. Ya aclarados estos conceptos abordamos la interacción de la radiación con la materia a través de los distintos procesos como el efecto fotoeléctrico, Compton y la producción de pares. Es importante conocer el significado de las principales cantidades dosimétricas que se utilizan en el presente estudio; es por ésta razón que se explican conceptos tales como: energía impartida, kerma, dosis absorbida entre otros, cada uno de los cuales es presentado con sus respectivas unidades. Luego se comienza a realizar un recorrido por el estudio de los *rayos X*, que va desde su descubrimiento por Wilhelm Conrad Roentgen en 1885, los métodos como se producen así como las partes que constituyen un tubo de *rayos X*.

1.1. El átomo

El átomo es la división más pequeña de un elemento, en él cual se manifiestan sus principales propiedades físicas y químicas. El átomo es eléctricamente neutro en su estado normal, ya que en la materia en su conjunto no se manifiestan fuerzas eléctricas

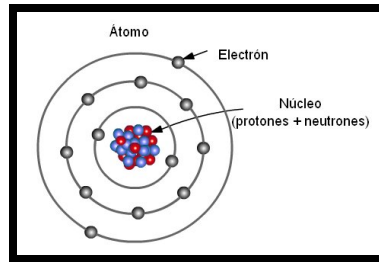


Figura 1.1: El átomo y sus constituyentes.

grandes. De acuerdo con el modelo atómico de Niels Bohr, se compone de un núcleo cargado positivamente ubicado en el centro del mismo, donde se concentra casi toda la masa del átomo, de tamaño mucho menor que el átomo. El núcleo a su vez está constituido por protones con carga eléctrica positiva y neutrones sin carga, con una masa ligeramente mayor que un protón; ambos conocidos también como nucleones. Alrededor del núcleo gira una nube muy densa de electrones con carga negativa [3] tal como se muestra en la figura 1.1.

Los átomos en estado fundamental no están ionizados, son eléctricamente neutros ya que el número de protones dentro del núcleo es igual al de electrones fuera de este, lo que se conoce como el número atómico y se designa con la letra Z , [4]. El radio del átomo es de aproximadamente 10^{-10} metros (m) cantidad conocida como Angstrom, mientras que el radio del núcleo es del orden de 10^{-15} m denominada Fermi. De acuerdo con el modelo usado los electrones que giran alrededor de núcleo en orbitas elípticas están a distancias fijas asociadas con niveles discretos de energía conocidos también como niveles cuánticos, los cuales se designan con las letras k, l, m, n, \dots , donde la posición de k representa la capa más interna próxima al núcleo. Mientras más cerca se encuentra un electrón del núcleo mayor es la fuerza de atracción del electrón y más fuerte es la energía de ligadura, que no es más que la energía requerida para arrancar un electrón de un átomo. La energía de ligadura disminuye a medida que las capas electrónicas se alejan del núcleo. Cada elemento se identifica por el número de protones en su núcleo.

1.2. La Radiación

La radiación es la energía que viaja a través del espacio o de la materia. Posee características típicas de movimiento ondulatorio, como reflexión, refracción ó difracción, y características propias del movimiento de partículas, como ocurre en el efecto Fotoeléctrico o en el efecto Compton lo que se conoce como la naturaleza dual de la radiación electromagnética. Cuando la radiación se propaga en la materia se producen fenómenos físicos como la excitación y ionización. La radiación corpuscular es transmitida en forma de partículas subatómicas, partículas alfa (α), neutrones, electrones, las cuales se mueven a gran velocidad en un medio o el vacío, transportando apreciable energía. Es producida en los rayos cósmicos así como en los aceleradores de partículas.

Por otro lado se tiene que toda partícula cargada acelerada produce en cada punto del espacio que recorre campos eléctricos y magnéticos que varían con el tiempo como lo demostró Maxwell y se propagan a través del espacio. La propagación de estos constituyen las radiaciones electromagnéticas, que supone múltiplos enteros de una cantidad elemental o cuanto de energía llamado *fotón*, cuya masa en reposo es nula. Existen dos formas correctas de describir una onda electromagnética: como onda y como partícula.

Como onda presenta ciertas características propias tales como su amplitud (máxima altura), longitud de onda, frecuencia y período, todo esto lo podemos interrelacionar mediante la siguiente ecuación:

$$c = \lambda\nu \tag{1.1}$$

donde: c , es la velocidad de la luz, se expresa en metros por segundo ($\frac{m}{s}$), λ , es la longitud de onda se expresa en metros (m) y ν la frecuencia expresada en unidades de inverso de tiempo (seg^{-1}).

La longitud de onda es la distancia existente entre dos picos consecutivos de una onda que viaja a través de un medio. El número de longitudes de onda que pasan por un punto determinado en un segundo es la frecuencia. La radiación electromagnética no tiene masa, se propaga a través de la materia sin embargo no necesita materia para su propagación, en el vacío se propaga con una velocidad c dada por:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} \approx 3 \times 10^8 \text{ m s}^{-1} \quad (1.2)$$

que es igual a la velocidad de la luz en el vacío. Cuando ésta viaja en otros medios, su velocidad será función de las de las características del medio de transporte. Entre los diversos tipos de radiación electromagnética tenemos: la luz, las ondas de radio, los rayos X, los rayos gamma, etc. Todos ellos difieren únicamente en su longitud de onda y en su frecuencia tal como se muestra en la tabla 1.1. Cuando una onda electromagnética interactúa con un átomo tanto el campo eléctrico como el magnético actúan sobre los electrones de éste.

1.2.1. Tipos de Radiación

La radiación se clasifica según su capacidad para ionizar la materia en dos grandes categorías: radiaciones ionizantes y no ionizantes, tal como se puede apreciar en la tabla 1.2.

Las radiaciones no ionizantes, son ondas electromagnéticas cuya energía es insuficiente para romper los enlaces químicos de la materia cuando interactúa con ésta [6]. Dentro de las radiaciones no ionizantes podemos citar algunos ejemplos como los rayos UV, la luz visible, las ondas de radio y microondas.

La radiación ionizante, por el contrario posee energía necesaria para ionizar la materia, cuando interactúa con un átomo es capaz de extraer uno o más electrones orbitales transfiriéndoles energía suficiente para escapar de su órbita quedando el átomo cargado

Energías y longitudes de onda para los distintos tipos de radiación

Tipo	Energía (eV)	Longitud de onda (m)
Radio, TV, radar	$10^{-9} - 10^{-3}$	$1 \times 10^{-3} - 1 \times 10^3$
Infrarrojo	$10^{-3} - 2$	$1 \times 10^{-6} - 1 \times 10^{-3}$
Visible	$2 - 3$	$4 \times 10^{-7} - 5 \times 10^{-7}$
Ultravioleta	$3 - 25$	$5 \times 10^{-9} - 4 \times 10^{-7}$
Rayos x	$25 - 10^5$	$1 \times 10^{-11} - 5 \times 10^{-9}$
Rayos gamma	$10^4 - 10^5$	$1 \times 10^{-12} - 4 \times 10^{-10}$

Tabla 1.1: Tabla con valores de energía y longitudes de onda para las diversas radiaciones.

o ionizado. Este tipo de radiación es capaz de romper los enlaces químicos existentes en las moléculas. Las radiaciones ionizantes a su vez pueden clasificarse en dos grandes grupos: radiaciones directamente ionizantes y radiaciones indirectamente ionizantes [7].

Las primeras están constituidas por partículas cargadas, las cuales interaccionan mediante fuerzas de tipo Coulombiano con las partículas presentes en el medio, perdiendo gradualmente parte de su energía por efecto de colisiones con los electrones a lo largo de su trayectoria; dentro de las principales se tienen: las partículas pesadas, los positrones, los deuterones.

Cuando se habla de radiaciones indirectamente ionizantes, es preciso puntualizar que se trata de entidades físicas que carecen de carga eléctrica, tales como los *rayos X*, los rayos gamma y los neutrones. Su interacción con los electrones y otras partículas cargadas del medio es de tipo probabilística, la cual está fundamentada a través del concepto de sección eficaz. Cuando interaccionan con las partículas en la materia pueden perder gran parte de su energía incluso toda, lo cual lleva a interpretar que la deposición de energía en la materia es un proceso de dos etapas: los fotones o neutrones ceden su energía a las partículas cargadas, las cuales a su vez son puestas

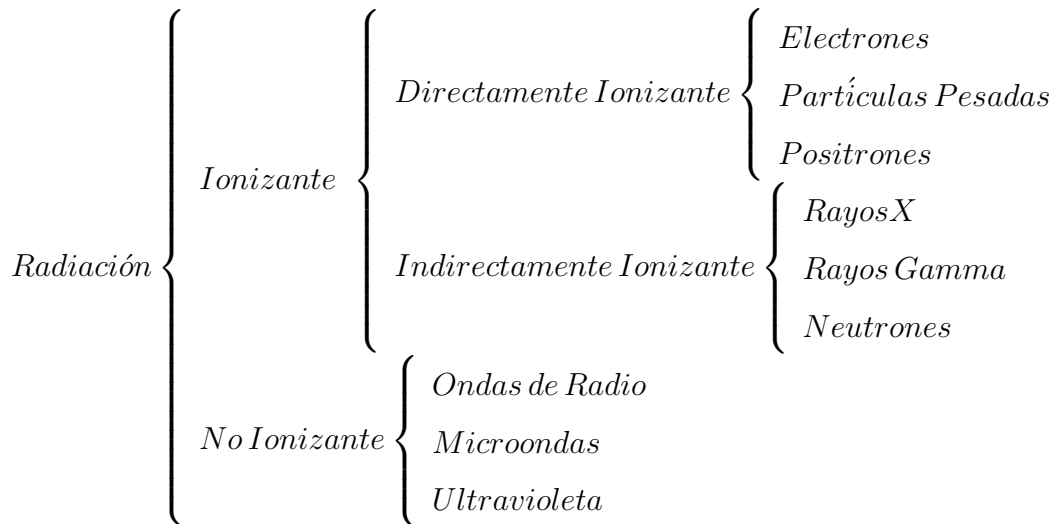


Tabla 1.2: Tabla que presenta la clasificación de las radiaciones.

en movimiento, y quienes en última instancia ceden la energía al medio.

1.3. Interacción de los Fotones con la Materia

La interacción entre los fotones y la materia es el elemento fundamental en cualquier proceso de detección. La radiación interactúa con los distintos componentes de la materia dentro de los cuales podemos mencionar los átomos, el núcleo y los electrones, mediante complejos procesos que implican la absorción o dispersión de la radiación por la materia tales como el *efecto fotoeléctrico*, *efecto compton*, *producción y aniquilación de pares*, los cuales son responsables que los fotones transfieran energía a su alrededor.

Estos procesos pueden ser vistos como simples colisiones entre un fotón y un átomo blanco, un núcleo o un electrón y por lo general presentan un cierto predominio en determinados rangos energéticos tal como se muestra en la figura 1.2. Es importante conocer un poco más de ellos, ya que son los mecanismos por medio de los cuales la dosis de radiación es entregada a los tejidos; a su vez representan los mecanismos a través de los cuales la radiación es detectada.

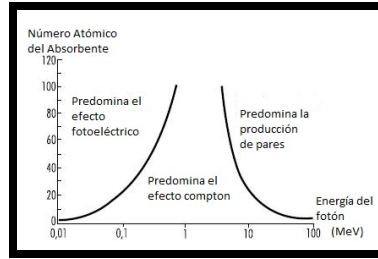


Figura 1.2: Zonas de predominio en la interacción de la radiación con la materia.

1.3.1. Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico representa uno de los procesos más importantes de interacción de baja energía con la materia. Un fotón de energía $h\nu$, donde h representa la constante de Planck y ν es la frecuencia asociada al fotón, colisiona con un electrón fuertemente ligado al núcleo, siendo completamente absorbido; como resultado el electrón, conocido también como fotoelectrón, es eyectado con una energía cinética, E_e , la cual representa la diferencia energética entre el fotón incidente, E_γ y la energía de ligadura del electrón asociada a la capa perteneciente (BE) como se muestra en la fig 1.3.

$$E_e = E_\gamma - BE \quad (1.3)$$

El fotoelectrón es capaz de ionizar otros átomos, la dirección de emisión del fotoelectrón depende de la energía del fotón incidente; para bajas energías ésta es perpendicular a la dirección de incidencia del fotón, mientras que para altas energías la emisión tiende a ser colineal.

Es importante resaltar que los electrones de las capas más internas (k, l) son los que mayormente se ven involucrados en esta interacción. Se debe enfatizar que para que la probabilidad de ocurrencia de éste proceso aumente; la energía del fotón incidente debe de ser mayor que la energía de ligadura del electrón. La probabilidad de absorción fotoeléctrica por unidad de masa es aproximadamente proporcional a $\left(\frac{Z}{E}\right)^3$ donde Z , representa el número atómico del material y E , es la energía del fotón incidente.

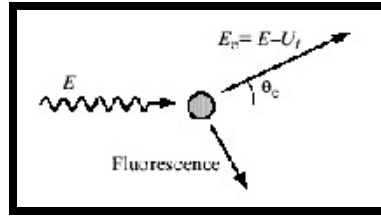


Figura 1.3: Efecto Fotoeléctrico.

Como en éste proceso la absorción del fotón es total, la probabilidad de la interacción fotoeléctrica es proporcional a $\left(\frac{1}{E}\right)^3$, esto implica en parte el por qué cuando se utilizan altas energías el contraste en el proceso de imágenes disminuye [8].

1.3.2. Efecto Compton

Este proceso representa la interacción de un fotón con un electrón orbital cuasi-libre (energía de ligadura menor que la del fotón) y estacionario. El fotón pierde parte de su energía la cual es entregada al electrón eyectado del átomo en forma de energía cinética. Luego de la colisión, que es de tipo elástica, el electrón sale con un ángulo θ con respecto a la dirección del fotón incidente, mientras que éste último sale con un ángulo ϕ .

Se debe añadir que ésta interacción produce un átomo residual ionizado en las capas poco profundas por lo que de emitirse radiación electromagnética, ésta sería de baja energía. El efecto Compton puede ser analizado en términos de una colisión entre dos partículas. Aplicando las leyes de conservación de la energía y momentum, se pueden obtener las siguientes relaciones:

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos \varphi)}{1 + \alpha(1 - \cos \varphi)} \quad (1.4)$$

$$h\nu' = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \varphi)} \quad (1.5)$$

La energía cinética del electrón liberado es:

$$T = h\nu_0 - h\nu' \quad (1.6)$$

El ángulo de dispersión θ del fotón puede escribirse en función del ángulo de dispersión del electrón.

$$\cos \theta = (1 + \alpha) \tan \frac{\varphi}{2} \quad (1.7)$$

donde $h\nu_0$ es la energía del fotón incidente, $h\nu'$ es la energía del fotón dispersado, E es la energía del electrón y $\alpha = \frac{h\nu_0}{m_0c^2}$ donde m_0c^2 es la masa en reposo del electrón equivalente a 0,511 MeV.

Después de esta interacción, el fotón dispersado puede sufrir otra interacción de tipo fotoeléctrico o una segunda interacción Compton, o bien puede escapar del material. El efecto es casi independiente del número atómico del medio absorbente y disminuye al aumentar la energía. La dispersión angular de los fotones dispersados se puede predecir a través de la ecuación de *Klein-Nishina* para la sección eficaz diferencial de dispersión [9]:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Zr_0^2 \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \varphi)} \right)^2 \left(\frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \right)^2 \left(1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta)^2}{(1 + \cos^2 \theta)(1 + \alpha(1 - \cos \theta))} \right) \quad (1.8)$$

donde r_0 representa el radio clásico del electrón. La probabilidad de interacción Compton crece con el número de electrones disponibles y de esta forma con el número atómico.

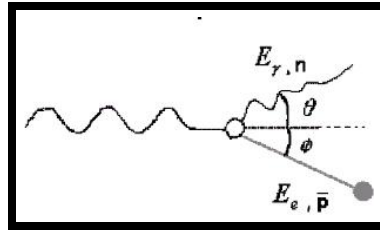


Figura 1.4: Efecto Compton.

1.3.3. Producción y Aniquilación de Pares

La producción de pares es un ejemplo excelente de la conversión de energía radiante en energía de masa en reposo y energía cinética, como la expresó Einstein en la ecuación: $E = mc^2$. Es la posibilidad de crear materia a partir de la energía pura de un fotón, es decir la energía electromagnética se transforma en energía en reposo proceso en el cual, el fotón entrega toda su energía, así aparece un par de partículas de cargas opuestas constituido por un electrón y un positrón. Esto puede ocurrir en un campo gobernado por fuerzas Coulombianas, usualmente en la proximidad de un núcleo atómico ya que de esta forma se conserva el momentum lineal.

La condición necesaria para que ocurra la interacción es que la mínima energía requerida por el fotón es de $2m_0c^2$ lo que a su vez equivale a 1,022 MeV que es la suma conjunta del electrón y el positrón; ya que la masa en reposo de un electrón es de 0,511 MeV. Las partículas tienden a ser emitidas en dirección opuesta a la del fotón incidente. La producción de pares empieza a predominar frente a la interacción Compton para energías de los fotones incidentes muy altas. La probabilidad de este efecto crece con el cuadrado del número atómico del medio absorbente. Éste proceso se puede describir mediante la siguiente ecuación:

$$h\nu = 2m_e c^2 + E_{e^-} + E_{e^+} \quad (1.9)$$

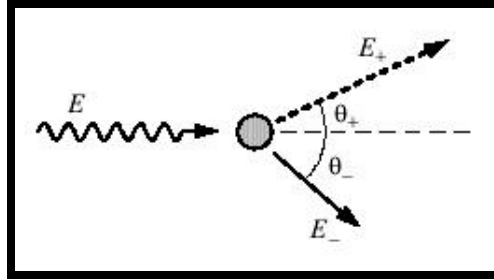


Figura 1.5: Producción de pares.

Donde $h\nu$, E_{e+} , E_{e-} es la energía del fotón incidente, del positrón y del electrón respectivamente.

1.4. Magnitudes y Unidades Dosimétricas

Las magnitudes dosimétricas proporcionan una medición física, que se correlaciona con los efectos reales o potenciales, las cuales se obtienen al considerar el producto de magnitudes de campo y magnitudes de interacción sin embargo no se describen de éste modo debido a que lo usual es que se midan directamente.

De acuerdo con la mecánica cuántica los eventos de deposición de energía son de tipo discreto y su ocurrencia en un punto de la materia irradiada responde a descripciones de tipo probabilístico para los distintos procesos de interacción.

1.4.1. Energía impartida

Esta es una cantidad estocástica ya que sus posibles valores son de carácter aleatorio. La energía impartida ε , por la radiación ionizante a la materia contenida en un volumen dado se define como:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{in} - \sum \varepsilon_{out} + \sum Q \quad (1.10)$$

donde:

$\sum \varepsilon_{in}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen considerado.

$\sum \varepsilon_{out}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen considerado.

$\sum Q$, es la suma de las energías equivalentes a las masas en reposo generadas o destruidas durante las transformaciones de núcleos y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen considerado.

El signo de Q estará dado según:

$Q = 0$, no hubo cambio de masa en reposo debido a las interacciones ocurridas.

$Q < 0$, cuando ha aumentado la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste ha sufrido una pérdida de energía, que ya no estará disponible para ser impartida.

$Q > 0$, cuando ha disminuido la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste se ha visto incrementado en la cantidad Q de energía, luego habrá mayor energía radiante disponible para ser impartida [10]. La energía impartida se expresa en Joules.

$$[\varepsilon] = \text{Joule} \quad (1.11)$$

1.4.2. Kerma

Kerma es el acrónimo de *kinetic energy released per unit mass*, matemáticamente se define como: “el cociente entre dE_{tra} y dm , donde dE_{tra} es la suma de todas las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas (electrones y positrones), liberadas por

partículas ionizantes sin carga en un elemento de masa muy pequeño dm [11] y viene dada por la siguiente expresión:

$$K = \frac{dE_{tra}}{dm} \quad (1.12)$$

$$[K] = Gray \quad (1.13)$$

La unidad utilizada en el sistema internacional (SI) para expresar kerma, recibe el nombre de gray (Gy), donde este último se define como joule por kilogramo:

$$Gray = JKg^{-1} \quad (1.14)$$

El kerma no es independiente del tipo de material blanco y por lo tanto debe ser definido con respecto al medio, por ejemplo, la energía depositada en el aire por unidad de masa debe ser descrita como kerma en aire.

El kerma da cuenta del campo de radiación debido a partículas no cargadas tales como fotones y neutrones. En la práctica de radiodiagnóstico se utiliza como valor de referencia para el cálculo de barreras, así como también para fijar *niveles orientativos en cuanto a dosis de entrada en piel por estudio radiológico*.

Para un haz de fotones que viaja a través de un medio, el kerma en un punto es directamente proporcional a la fluencia de fotones en un medio y viene dado por:

$$K = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right) \quad (1.15)$$

donde: Ψ representa la fluencia de energía definida como:

$$\Psi = \frac{dE}{da} \quad (1.16)$$

donde dE representa la energía radiante que se hace incidir sobre una esfera de sección transversal da cuyas unidades son de energía por unidad de área; $(\frac{\mu_{tr}}{\rho})$ es el coeficiente promedio de masa de energía transferida sobre un espectro de fluencia de fotones y a su vez se define como:

$$(\frac{\mu_{en}}{\rho}) = (\frac{\mu_{tr}}{\rho})(1 - \bar{g}) \quad (1.17)$$

$\frac{\mu_{en}}{\rho}$ representa el coeficiente promedio de absorción másico y \bar{g} es la fracción promedio de energía del electrón perdida en procesos radiativos. De esta manera podemos reescribir el kerma como:

$$K = \Psi \frac{1}{(1 - \bar{g})} (\frac{\mu_{en}}{\rho}) \quad (1.18)$$

El Kerma se divide en dos partes tal como se puede ver en la ecuación 1.19:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (1.19)$$

donde K_{col} es kerma de colisión, que viene dado por la energía cinética transferida a las partículas cargadas que luego se pierde en forma de excitación y ionización y K_{rad} representa el kerma de radiación dado por la energía cinética recibida por las partículas cargadas y transferida en forma de radiación de frenado.

La tasa de kerma se define como el la variación temporal del kerma y viene dado por:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (1.20)$$

Las unidades de la tasa de kerma se expresan como: $[\dot{K}] = J Kg^{-1} s^{-1}$

1.4.3. Dosis Absorbida

Es una cantidad relevante para todos los tipos de radiación, ya sea de tipo *ionizante* o no ionizante. La dosis absorbida en un punto se define como: “el cociente entre $d\bar{\epsilon}$ y dm , donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía impartida media por la radiación ionizante a una masa dm ” [11].

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.21)$$

Donde tenemos:

$$\bar{\epsilon} = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \Sigma Q \quad (1.22)$$

donde: $\bar{\epsilon}$ = Es el valor de expectación de la energía impartida en un volumen V.

(R_{in}) es la energía radiante de todas las partículas que entran al volumen V.

(R_{out}) es la energía radiante de todas las partículas que salen del volumen V.

ΣQ = Transformación de masa en energía y viceversa.

De acuerdo con la definición dada, la dosis absorbida no hace referencia alguna del tipo de radiación ni al medio que absorbe a ésta. La relación más estrecha que presenta es con la calidad de la radiación así como de la naturaleza del medio. La dosis absorbida D, es la representación de la energía por unidad de masa que permanece dentro de la materia, produciendo cualquier daño atribuible a la radiación, por lo tanto está muy estrechamente ligada con el daño biológico a la célula. Se le considera como una de las cantidades más importantes dentro de la física radiológica. La dosis absorbida en el Sistema Internacional se expresa en grays, antiguamente la unidad de dosis absorbida utilizada era el rad.

$$1 \text{ Rad} = 10^{-2} \text{ Gray} \quad (1.23)$$

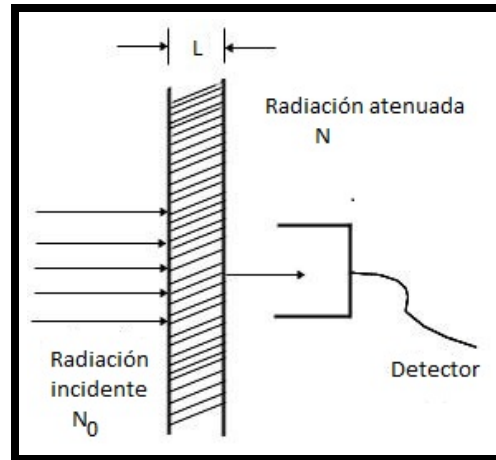


Figura 1.6: Atenuación.

1.5. Atenuación de la Radiación Electromagnética

Cuando un haz de *rayos X* o gamma penetra en un medio material, se puede verificar una desaparición progresiva de los fotones primarios constituyéndose así una atenuación, la cual es el resultado de la interacción de un determinado número de fotones que provienen del campo de radiación con las partículas del medio. La desaparición es el resultado de fenómenos tales como la absorción y la dispersión del haz primario.

1.5.1. Atenuación Exponencial Simple

La atenuación exponencial simple se puede explicar considerando un haz de fotones formado por un número considerable de partículas no cargadas N_0 , que inciden perpendicularmente sobre un material plano de espesor L , representado en la figura 1.6.

Se asumirá para este caso ideal que cada partícula es completamente absorbida en una interacción simple, sin producir radiación secundaria, ó la radiación pasa directamente por el material sin cambio en la energía o en la dirección. La probabilidad que una

partícula sea atenuada por un determinado material, es conocida como coeficiente de atenuación lineal designado mediante la letra μ . Si el espesor de dicho material se considera infinitesimal será representado por dl , de manera que la expresión viene dada por: μdl . Cuando N partículas inciden sobre un espesor de grosor infinitesimal dl , el cambio en el número N debido a la absorción se puede representar mediante la siguiente expresión matemática:

$$dN \propto Ndl \quad (1.24)$$

$$dN = -\mu N \cdot dl \quad (1.25)$$

Donde las unidades de μ son: m^{-1} o cm^{-1} , mientras que las de dl son m o cm . Manipulando algebraicamente la ecuación 1.25, recordando además que el signo menos representa la disminución en el número de fotones cuando el espesor del material aumenta se tiene:

$$\frac{dN}{N} = -\mu \cdot dl \quad (1.26)$$

Luego se integra desde la profundidad L hasta 0, y la parte correspondiente a la población de partículas va desde una cantidad inicial N_0 hasta un valor N_L , se tiene:

$$\int_{N=N_0}^{N_L} \frac{dN}{N} = - \int_{L=0}^L \mu \cdot dl \quad (1.27)$$

Luego de realizar la integración y evaluar en los respectivos límites se obtiene la siguiente ecuación:

$$\frac{N_L}{N_0} = e^{-\mu \cdot L} \quad (1.28)$$

Expresión que se puede reescribir como:

$$N_L = N_0 e^{-\mu \cdot L} \quad (1.29)$$

Éste resultado se conoce como la ley de atenuación exponencial, el cual aplica ya sea para casos ideales (absorción simple, no dispersión o radiación secundaria), ó donde las partículas secundarias pueden ser producidas mas no contadas en N_L .

1.5.2. Atenuación Exponencial para Múltiples Modos de Absorción

En este caso se va a presentar más de un proceso de absorción y además se asume que no hay dispersión o partículas secundarias, de esta forma se puede escribir el coeficiente de atenuación lineal total como la suma de cada una de sus partes, veamos la siguiente ecuación:

$$\mu = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots \quad (1.30)$$

donde μ_1 es llamado el coeficiente de atenuación parcial para el proceso 1, y así sucesivamente para cada uno de los subsiguientes, sustituyendo la ecuación 1.30 en 1.28 se obtiene:

$$\frac{N_L}{N_0} = e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots)L} \quad (1.31)$$

ecuación que también se puede manipular y obtener:

$$N_L = N_0[(e^{-\mu_1 L})(e^{-\mu_2 L})(e^{-\mu_3 L}) \dots] \quad (1.32)$$

Lo que prueba que el número de partículas N_L que penetran en la lámina L , depende de cada uno de los coeficientes de atenuación parcial.

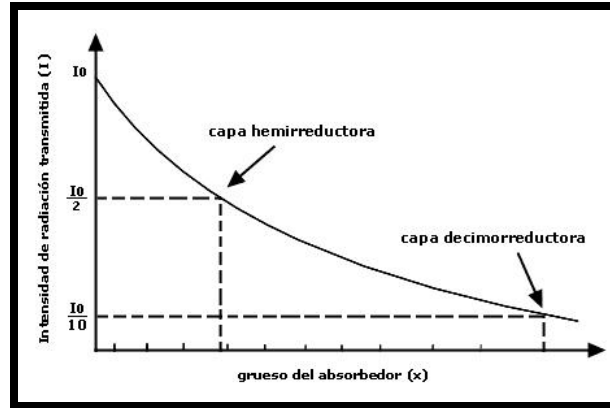


Figura 1.7: Curva de atenuación exponencial de rayos X o gamma. Se indican las capas hemirreductora y decimoreductora.

1.5.3. Capas Hemirreductoras

El concepto de capa hemirreductora (CHR) ó half value lawyer (HVL) para un haz de rayos X o gamma es una medida indirecta de la energía de los fotones, dicho en otras palabras *es una medida de la calidad del haz*. Es el espesor necesario de un material absorbente requerido para reducir la intensidad del haz inicial de radiación a la mitad de su valor tal como se puede observar en la figura 1.7. Es de gran utilidad el uso de la capa decimoreductora (CDR), la cual indica una reducción del haz diez veces. La calidad del haz de rayos X diagnósticos generalmente se expresa en milímetros de Aluminio.

La importancia de ambos conceptos radica en su utilidad para la protección radiológica. En la tabla 1.3 se muestra los valores determinados experimentalmente de las capas CHR y CDR para materiales tales como el plomo y concreto utilizados para la construcción de barreras de protección.

$$\mu = \frac{\ln 2}{HVL} \quad (1.33)$$

Capa Hemireductora y Decimoreductora

Potencial del tubo	CHR		CDR	
kVp	Plomo (mm)	Concreto (cm)	Plomo (mm)	Concreto (cm)
50	0.06	0.43	0.17	1.5
70	0.17	0.84	0.52	2.8
100	0.27	1.6	0.88	5.3
125	0.28	2.0	0.93	6.6
150	0.30	2.24	0.99	7.4
200	0.52	2.5	1.7	8.4

Tabla 1.3: Tabla con valores de capa hemirreductora y decimoreductora para plomo y concreto en diversos rangos de energía.

Se puede constatar que el HVL varía al cambiar el coeficiente de atenuación lineal; el cual a su vez depende del material utilizado.

1.6. Teoría de Cavidades

La dosis absorbida es una cantidad muy útil en términos de determinación de la fuerza de las interacciones de la radiación con el material. Por ejemplo si estamos interesados en medir la dosis recibida por un paciente durante una sesión de radiación para evaluar la efectividad del método. Para medir dosis en un medio material es necesario introducir un dispositivo sensible a la radiación dentro de ese medio. Por lo general el dosímetro no está hecho del mismo material que el medio donde queremos medir la dosis, por lo tanto la dosis medida por el dosímetro será completamente distinta de lo que debería ser. Es aquí donde la teoría de las cavidades juega un papel importante, ya que relaciona la dosis medida por el detector con la dosis existente en el medio de interés. Tenemos dos casos muy importantes en la teoría de cavidades, la teoría de Bragg-Gray y de Spencer-Attix. Para los efectos del presente trabajo se

explicará la primera de ellas.

1.6.1. Teoría de Bragg-Gray

Consideremos una región donde se produce un cambio de medio material, por ejemplo las regiones g y w si se supone que una fluencia Φ de partículas cargadas idénticas pasa a través de una interface formada por las zonas antes mencionadas, entonces se puede describir la dosis absorbida en la frontera de los dos materiales mediante las siguientes ecuaciones:

$$D_g = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \right]_T \quad (1.34)$$

y

$$D_w = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \right]_T \quad (1.35)$$

donde $\left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right) \right]_T$ representa el poder de frenado másico por colisión en cada sección, evaluados en la energía T . Se puede afirmar que el cociente de la dosis a ambos lados de la frontera puede ser descrito como:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w}}{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g}} \quad (1.36)$$

Supongamos que ahora se dispone de una región que contiene un material homogéneo w , y que ésta posee una capa delgada o cavidad llena de otro medio g entonces ésta teoría se basa en dos condiciones fundamentales:

1. La cavidad debe ser pequeña comparada con el alcance de las partículas cargadas que inciden sobre ella. De este modo su presencia no perturba la fluencia de partículas cargadas en el medio material.
2. La dosis absorbida en la cavidad se debe únicamente a las interacciones de las partículas cargadas que la cruzan. Las interacciones de los fotones se asumen depreciables.

A partir de las condiciones anteriores podemos señalar que las dosis en el medio g y w vienen dadas por:

$$D_g = \int_0^{T_{max}} dT \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \quad (1.37)$$

$$D_w = \int_0^{T_{max}} dT \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \quad (1.38)$$

donde Φ_T es la distribución diferencial de fluencia espectral de las partículas cargadas en el medio.

De esta forma podemos definir los poderes de frenado máxicos medios por colisión para la cavidad g como:

$$\bar{S}_g \equiv \frac{\int_0^{T_{max}} dT \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g}}{\int_0^T dT \Phi_T} = \frac{1}{\Phi} \int_0^{T_{max}} dT \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \quad (1.39)$$

Ahora sí se realiza un cambio y se inserta en el lugar ocupado por g una capa delgada de material w se obtiene:

$$\bar{S}_w \equiv \frac{\int_0^{T_{max}} dT \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w}}{\int_0^T dT \Phi_T} = \frac{1}{\Phi} \int_0^{T_{max}} dT \Phi_T \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \quad (1.40)$$

De aquí podemos obtener las dosis en los medios w y g a partir de los poderes de frenado másicos medios:

$$D_g = \Phi \bar{S}_g, \quad D_w = \Phi \bar{S}_w \quad (1.41)$$

Combinando estos resultados se obtiene la razón de la dosis absorbida en los medios w y g , la cual representa la relación de Bragg-Gray en términos de dosis absorbida en la cavidad:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\bar{S}_w}{\bar{S}_g} \equiv \bar{S}_g^w \quad (1.42)$$

Veamos ahora lo que sucede cuando el medio que ocupa la cavidad (g) es un gas, donde la radiación produce una carga Q del mismo signo, en este caso la dosis será expresada en Grays y puede obtenerse a partir de la carga eléctrica leída en ella:

$$D_g = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_g \quad (1.43)$$

donde Q se expresa en *Coulombs*, m representa la masa del gas donde se genera Q y es expresada en *kg* finalmente la energía requerida para la creación de un par iónico viene dada por $\frac{W}{e}$, en el caso que el aire sea el gas encerrado el valor aproximado de esta expresión es de $33.97 \frac{\text{Joule}}{eV}$.

Ahora si se relacionan las ecuaciones 1.42 y 1.43 se obtiene la relación de Bragg-Gray en términos de la cavidad de ionización:

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_g \bar{S}_g^w \quad (1.44)$$

1.7. Rayos X

Han pasado 115 años desde que *Wilhelm Conrad Roentgen* el 8 de Noviembre de 1885, en la Universidad de Wurzburg (Alemania) descubrió accidentalmente los rayos X, los denominó así ya que para ese entonces su naturaleza era desconocida. Desde esa fecha hasta nuestros días los *rayos X* utilizados en la medicina constituyen una de las

fuentes principales de radiaciones ionizantes creadas por el hombre. Son radiaciones que pertenecen al espectro electromagnético, las cuales presentan una longitud de onda λ , algo menores de 1.0 Angstrom [12].

1.7.1. Producción de los rayos X

Los rayos X se producen como resultado de la transformación de la energía cinética en energía electromagnética. En éste proceso se aplica una diferencia de potencial alta entre los electrodos componentes del tubo, el cátodo ésta cargado negativamente y es el proveedor de los electrones; mientras que el ánodo es el blanco donde impactan los electrones. Estos electrodos se polarizan, estableciendo un campo eléctrico que acelera los electrones de una nube termoiónica que se forma en las proximidades del filamento, cuando por él circula una corriente alta. Cuando los electrones son liberados del cátodo, debido a la diferencia de potencial aplicada, son acelerados y adquieren una alta energía cinética. Tomando este paso inicial los rayos X se producen mediante dos mecanismos: la radiación de frenado y radiación característica.

1.7.1.1. Radiación de Frenado o Bremsstrahlung

La radiación de frenado es el resultado de una interacción entre un electrón muy energético proveniente del cátodo y un núcleo de un átomo perteneciente al material del ánodo. Al pasar el electrón con una gran velocidad muy cerca del núcleo, en presencia de un campo eléctrico, éste es desviado de su trayectoria por fuerzas de atracción electrostáticas de tipo Coulombiana que ejercen los núcleos frente a él tal como se aprecia en la figura 1.8, perdiendo así energía que será transformada en la emisión de un tipo específico de radiación electromagnética, tal como los rayos X. Esto coincide con las predicciones hechas por Maxwell en la teoría general de la radiación electromagnética.

El electrón puede perder mayor o menor energía dependiendo de su velocidad inicial, de la proximidad de su trayectoria a los núcleos del ánodo y el número de veces que sufra interacciones durante su recorrido. “A grandes distancias del núcleo, la fuerza Coulombiana es débil; resultando así en una pérdida leve de energía cinética dando como resultado rayos X muy poco energéticos, muy por el contrario cuando la interacción es cerca del núcleo, hay mayor pérdida de la mencionada energía, obteniéndose así rayos X con mayor energía” [8].

La pérdida de energía por parte de los electrones depende del cuadrado del número atómico. Es así como la probabilidad de producción de radiación de frenado varía con el cuadrado del material del blanco.

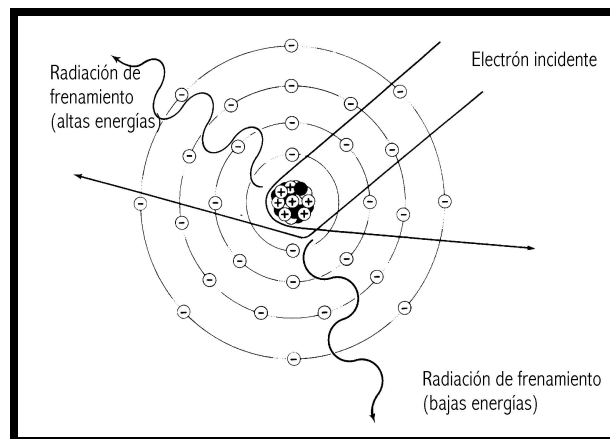


Figura 1.8: Radiación de frenado.

Un espectro de la radiación de frenado nos muestra el número de fotones en función de la energía. Se puede observar en la figura 1.9 el cambio existente entre el espectro de radiación sin ningún filtro y el filtrado.

1.7.1.2. Radiación Característica

Cuando los electrones son acelerados pueden interactuar con algunos de los electrones de las capas más profundas tal como se muestra en la figura 1.10 de los átomos del

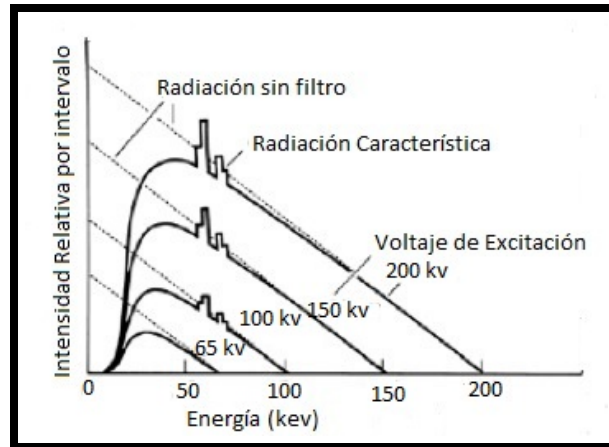


Figura 1.9: Espectro de rayos X.

ánodo y pueden desplazarlos de su órbita o sacarlos fuera del átomo, en el primer caso se tiene excitación, mientras que en el segundo ionización; originándose así una vacancia.

Éste hueco originado inicialmente va a ser ocupado espontáneamente por un electrón de la orbita más externa, emitiéndose la diferencia en la energía de ligadura entre estos dos niveles en forma de un haz rayo X característico. Se le denomina característico ya que la energía de ligadura es distinta para cada elemento, como se puede ver en la tabla 1.4.

Gran cantidad de transiciones ocurren entre las capas de los átomos dando lugar a muchos picos de energía, superpuestos o añadidos al espectro continuo de frenado tal como se muestra en la figura 1.9.

1.7.2. Tubo de Rayos X

Un tubo de rayos X proporciona un ambiente propicio para la producción de fotones mediante procesos físicos como la *radiación de frenado* o la *producción de rayos X característicos*. El tubo consiste en un envase de vidrio, Pyrex con el fin de soportar las altas temperaturas que se generan en su interior, el cual ha sido colocado a un

Energías de ligadura (keV)

Capa Electrónica	Tungsteno	Molibdeno	Rodio
K	69.5	20.0	23.2
L	12.1-11.5-10.2	2.8-2.6-2.5	3.4-3.1-3.0
M	2.8-1.9	0.5-0.4	0.6-0.2

Tabla 1.4: Tabla con valores de energías de ligadura comunes para tubos de rayos X.

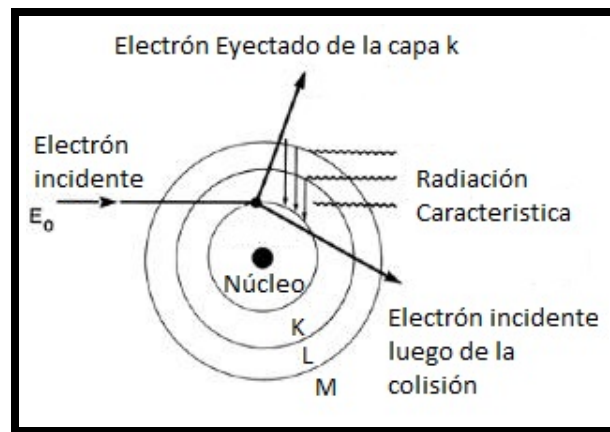


Figura 1.10: Radiación Característica.

vacío total con dos electrodos, conocidos como el ánodo y el cátodo. A su vez el tubo se encuentra protegido por una carcasa protectora sumergido dentro de un aceite que actúa como aislante eléctrico y amortiguador térmico. Dentro de la carcasa se localiza una ventana especial, a través de la cual el haz útil emerge tal como se puede ver en la figura 1.11. Se debe tener presente que una parte considerable del total de rayos X producidos se escapa de la carcasa, originándose así la radiación de fuga.

1.7.2.1. Cátodo

Se constituye como la fuente principal de electrones en un tubo de rayos X, está formado por un filamento con forma espiral fabricado por lo general de Wolframio

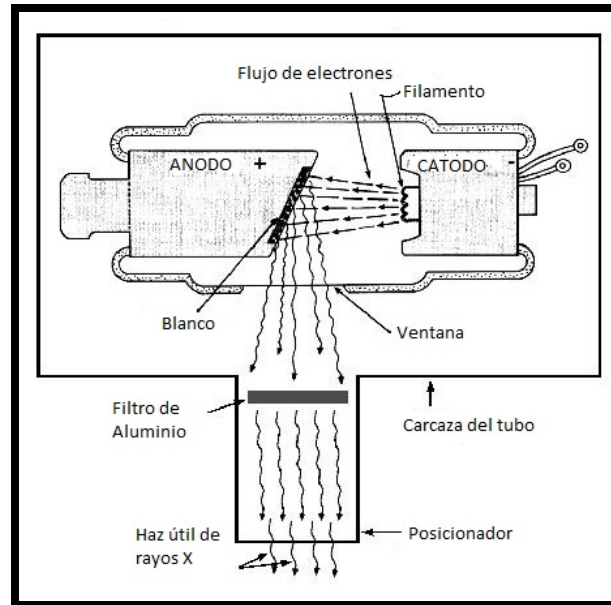


Figura 1.11: Estructura interna de un tubo de rayos X dental.

toriado, ya que posee un alto punto de ebullición, alrededor de $3410\text{ }^{\circ}\text{C}$, presenta unas dimensiones de $0,2\text{ cm}$ de diámetro con una longitud comprendida entre $1\text{ y }2\text{ cm}$ y rodeado por un refuerzo metálico llamado copa de enfoque, el cual está cargado negativamente.

Al actuar una corriente de unos cuantos amperios sobre el filamento, se origina como respuesta una resistencia eléctrica al flujo de electrones calentando de ésta manera el filamento a temperaturas muy altas formandose así una nube de electrones mediante un proceso conocido como emisión termoiónica. La función principal de la copa de enfoque consiste en controlar la dispersión de los electrones por repulsión electrostática, dirigiéndolos hacia el ánodo. La eficacia de la copa se determina por su tamaño, también por la forma y posición del filamento en su interior.

1.7.2.2. Ánodo

El ánodo es el área de impacto de los electrones procedentes del cátodo y se mantiene con diferencia potencial positiva con respecto al cátodo. El material más utilizado

para el ánodo es el Tungsteno por su alto punto de fusión que permite depositar más calor sin ocasionar grietas en su superficie y además su alto número atómico permite aumentar la eficiencia de la emisión radiactiva.

Los electrones provenientes del cátodo son acelerados hasta el ánodo, impactan en el blanco, originándose la transferencia de energía por interacciones radiativas y de colisión por parte de éstos, produciéndose así calor y radiación electromagnética sobre un amplio espectro de energía, incluyendo una pequeña fracción de rayos X. En diagnóstico por imágenes sólo una pequeña fracción de de la energía transferida (0,5 %) se emite como rayos X.

El ánodo para cumplir con éxito su objetivo debe cumplir con determinadas características tales como:

- Ser un buen conductor eléctrico.
- Soporte mecánico al blanco.
- Ser un buen conductor térmico ya que cerca del 98 % de la energía cinética aportada por los electrones es convertida en calor al colisionar con el blanco.

Existen dos ánodos comúnmente usados, el estacionario y el rotatorio, el segundo se utiliza en radiodiagnóstico porque permite una mayor alimentación del potencial y flujo de salida de rayos X, la rotación se realiza por un motor de inducción que comprende el montaje del rotor/ánodo y un estator externo (espiral de cubierta de alambre), el pie que une al ánodo con el rotor es de Molibdeno el cual es mal conductor de calor, de esta manera protege al rotor del calor excesivo.

El ángulo del ánodo es definido como el ángulo de la superficie del blanco relativo al haz central, la proyección del tamaño del punto focal es determinada por la principal línea focal. El punto focal es el área del blanco sobre la que se inciden los electrones y desde la que se emiten los rayos X, constituyendo la fuente real de radiación, el punto

focal eficaz es la zona proyectada en el paciente y en el receptor de imagen, existen dos puntos focales (pequeño y grande) que tiene que ver con el ángulo del blanco, mientras menor sea el ángulo del blanco el punto focal eficaz será más pequeño, sin embargo también es reducida la distancia de la imagen permitiéndoles así a los electrones llegar al anodo sin impedimento.

1.8. Equipos de Rayos Dentales

Los equipos de rayos dentales son de diversos tipos que van desde los periapicales, panorámicos, cefalométricos; dependiendo del examen que se vaya a realizar, cada uno posee sus propias peculiaridades las que van desde el tiempo, el mAs, kVp, etc.

La radiación que emana del tubo durante su funcionamiento puede ser de tres tipos: *la radiación primaria o útil* es la que emana del foco en forma de cono o haz por la ventana del tubo. Su dirección se puede predeterminar (angulaciones) y por lo tanto es controlable.

La radiación secundaria, que es emitida por aquellos objetos que son alcanzados por los rayos primarios, principalmente en la cabeza del paciente (cara), en el cabezal del sillón, en el centralizador, etc. Ésta emisión secundaria que empieza y termina con la primaria, se hace en todas las direcciones.

La radiación de fuga, los autores americanos le denominan *leakage*, es la que se escapa por la cabeza del tubo. La radiación de fuga es de poca consideración sin embargo puede llegar a ser importante en casos en los que el blindaje de la cabeza del tubo es deficiente.

De párrafos anteriores se concluye que cualquier equipo que se utilice para tomar una radiografía dental, obliga al paciente a absorber una determinada cantidad de radiación (una exposición). No solamente el paciente se verá afectado, también el profesional así como el personal auxiliar absorberán cantidades de radiación que pueden ser peligrosas

si permanecen cerca del haz primario recibiendo una cantidad no despreciable cuando no sean protegidos de las radiaciones tanto secundarias como por escape.

En los pacientes la dosis se distribuye a nivel facial, es decir en la cara así como en el cuero cabelludo, ésta proviene directamente desde el foco. Además también reciben una dosis gonadal la que esta representada por los rayos secundarios que, emitidos por la nariz, mandíbula del paciente y aún del centralizador llegan a través del aire van a la región subabdominal (testículos, ovarios). Ésta dosis es mayor en los niños ya que el torso es más corto, además la distancia a la región subabdominal es menor en comparación con el adulto, es mayor en el sexo masculino ya que los testículos se encuentran más cerca de la piel que los ovarios.

En lo referente al profesional y auxiliar, la dosis esta formada principalmente por los rayos secundarios y de escape que llegan de alguna forma al cuerpo. En casos donde éstas personas por negligencia o ignorancia, se expongan parcial o totalmente a los rayos primarios la dosis aumentará considerablemente. La distribución de la dosis en el paciente representa un factor transitorio (exposición aguda); en cambio el profesional y el auxiliar son factores permanentes (exposición crónica) y en ellos se acumulan las dosis no eliminadas.

1.8.1. Factores que afectan la emisión de los rayos X

Los términos que frecuentemente se utilizan para describir los rayos x son tres, entre los que se encuentran la calidad, la cantidad y la intensidad. La calidad se define como la probabilidad de penetrabilidad de un haz, la cual depende del kVp así como la filtración total. En el caso de radiodiagnóstico el poder de penetración no debe maximizarse.

La cantidad viene dada por el número de fotones que componen el haz, la cual puede medirse en terminos de $\frac{mR}{mAs}$. Esta cantidad guarda una relación directa con la distancia

foco receptor, kVp, la filtración al igual que el mAs (corriente instantánea).

La intensidad se mide por el flujo de fotones dentro del espectro de salida y se denomina exposición de radiación.

Capítulo 2

Detectores de Radiación

Para lograr los objetivos planteados en el presente TEG, los detectores de radiación se constituyen como las herramientas más valiosas para cuantificar las dosis a las cuales se exponen los pacientes así como también para aportar valores orientativos para futuros trabajos en el área de radiodiagnóstico dental.

En éste capítulo se explica de forma detallada los principios que rigen a estos, esencialmente se aborda los detectores gaseosos y los detectores de estado sólido, así como los fenómenos físicos asociados a la detección.

La operación de cualquier detector depende esencialmente de la manera en la cual la radiación a ser detectada interactúe con el material del detector. La detección de los fotones depende de la interacción de ellos con la materia, lo cual origina ionización liberándose electrones y excitando a los átomos.

En todo trabajo científico donde se reporten valores se debe tener en cuenta la asociación los respectivos errores ligados a las mediciones, razón por la cual se hace un breve repaso de los distintos tipos de errores, así como las principales incertidumbres a ser tomadas en cuenta.

2.1. Detectores de Radiación

Cuando la radiación pasa a través de la materia interactúa con átomos y moléculas transfiriéndoles así energía. La transferencia de energía presenta dos efectos: excitación e ionización.

La *Excitación* se lleva a cabo cuando los electrones son perturbados de su posición inicial en el átomo o molécula, ésta perturbación da lugar a la elevación de los electrones a un nivel de energía superior distinto al original dando como resultado un átomo ó molécula en estado excitado.

Ionización es un fenómeno que ocurre cuando la energía transferida es suficiente para remover un electrón orbital del átomo o molécula, creando así un par iónico.

El ojo humano no está capacitado para detectar de una forma directa este tipo de procesos. Ante esto surge la necesidad de valerse de detectores especiales construidos para evidenciar y cuantificar las radiaciones que aparezcan en su entorno.

Los detectores de radiación ó dosímetros son dispositivos sensibles que transforman la energía depositada en un medio material, en una señal eléctrica o fotoquímica proporcionando una lectura física equivalente a la medida de la dosis generada en un determinado volumen, cuando sobre este incide energía radiante.

La señal entregada por el detector, es resultado de integrar todos los efectos de las múltiples interacciones individuales, no es fácil de interpretar por el observador, por lo que ésta debe ingresar a un sistema electrónico en el que experimenta un nuevo proceso de conversión, sin pérdida de la información original aportada, estos dispositivos que convierten un tipo de señal de entrada en otro tipo de señal de salida conservando la información contenida en la señal de entrada, se denominan transductores. El conjunto de ambos dispositivos es denominado genéricamente sistema detector ó sistema dosimétrico.

<i>Detectores de radiación</i>	<i>Inmediatos</i>	<i>Por Ionización</i>	<i>Gaseosos</i>
		<i>Por Excitación</i>	<i>Semiconductores</i>
	<i>Retardados</i>	<i>Por Ionización</i>	<i>Centelleo</i>
		<i>Por Excitación</i>	<i>Película Fotográfica</i>
			<i>Termoluminiscente</i>
			<i>Radioluminiscente</i>

Tabla 2.1: Tabla que muestra la clasificación de los detectores de radiación ionizante.

La característica de mayor relevancia en un detector es la eficiencia que presente para absorber la radiación, la cual dependerá tanto del tamaño así como la geometría con respecto al plano de incidencia de la radiación. Cada clase de detector es sensible a cierto tipo de radiación y a cierto intervalo de energía. Su diseño depende del conocimiento de las interacciones de la radiación con la materia. Los detectores de radiaciones ionizantes pueden clasificarse de acuerdo con la tabla 2.1 en detectores *inmediatos* o *retardados*, según la información suministrada al observador sea instantánea ó diferida con respecto al momento en que se procede a la detección.

Los detectores son instrumentos muy importantes en áreas de física nuclear, protección radiológica, medicina nuclear, radiodiagnóstico, etc.; ya que pueden proporcionar información de la cantidad de radiación, la energía asociada y depositada en la materia, por lo que la mayoría poseen un fuerte componente electrónico para indicar los niveles de radiación y otros datos, de acuerdo a su sistema. En las siguientes subsecciones se explicarán básicamente los detectores de estado gaseoso y estado sólido ya que serán los utilizados para realizar las mediciones cuantitativas.

2.1.1. Detectores gaseosos

Los detectores gaseosos son los primeros detectores desarrollados están básicamente constituidos por un recinto con geometría cilíndrica formado por dos electrodos, un alambre de tipo axial denominado ánodo y las paredes del cilindro constituyen el cátodo, que contienen un determinado gas presurizado, sometido a un campo eléctrico producido por una diferencia de potencial aplicado entre dos electrodos aislados entre sí. El voltaje aplicado entre ellos atrae la partícula cargada creada por la radiación ionizante en el volumen activo entre los dos electrodos. La corriente resultante entre los electrodos es proporcional a la tasa de dosis y puede ser determinado usando un electrómetro. La carga total colectada en los electrodos depende del campo eléctrico y por lo tanto aumenta con los voltajes aplicados al tubo. Dependiendo de la cantidad de voltaje aplicado al gas y de la configuración de los electrodos (alambre dentro del tubo, placas paralelas o cilindros concéntricos) se pueden observar una variedad de fenómenos.

Los diferentes detectores gaseosos tales como: *cámaras de ionización*, contadores proporcionales y contadores Geiger-Muller, se distinguen entre sí por sus voltajes de operación en las diferentes regiones. Cada tipo de detector es sensible a determinado tipo de radiación y a cierto intervalo de energía dependiendo del número de iones que se colecten con respecto al voltaje aplicado sobre sus electrodos, en algunas regiones la carga aumenta rápidamente al aumentar el voltaje aplicado. En otras regiones hay poco ó no hay incremento de la carga colectada con el aumento del voltaje aplicado, tal como se puede observar en la figura 2.1. Es por ello que es de primordial importancia seleccionar el detector adecuado a la radiación que se desea medir, porque de lo contrario conduciría a obtener resultados erróneos.

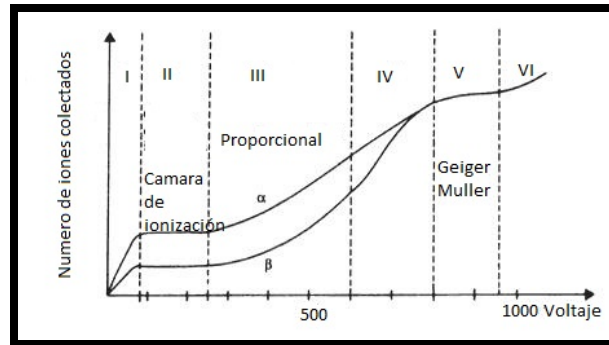


Figura 2.1: Regiones de los distintos tipos de detectores gaseosos.

2.1.2. Proceso de ionización en los gases

Cuando una partícula cargada atraviesa un gas produce a su paso una serie de moléculas excitadas y ionizadas. Luego que una molécula neutra experimenta la ionización, da como resultado la formación de un par iónico; el cual sirve de constituyente primordial para la señal eléctrica que es generada por la cámara de ionización. Los iones pueden producirse mediante dos mecanismos tales como: el resultado de la interacción directa con las partículas incidentes o a través de un proceso secundario en el que gran parte de la energía de la partícula es transferida al electrón energético o *rayo delta*. La cantidad que es primordial la constituye el número total de pares iónicos creados a través del paso de la radiación [9].

2.2. Cámaras de Ionización

Entre los más antiguos y ampliamente usados detectores de radiación basados en los efectos producidos por el paso de una partícula cargada a través de un gas se encuentran las cámaras de ionización. En principio constituyen la forma más sencilla de detectores gaseosos.

En las cámaras de ionización siempre existe un volumen de gas, por lo general una mezcla de gases ó un gas noble, que circula él cual es un aislante de manera que no es

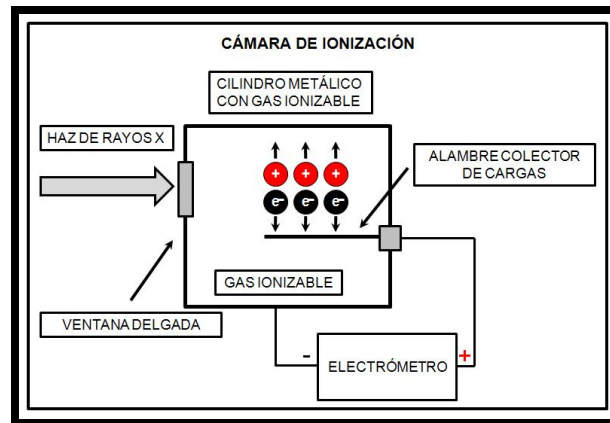


Figura 2.2: Esquema que muestra los constituyentes de una cámara de ionización.

posible establecer el flujo de corriente, que se encuentra encerrado entre dos electrodos que tienen una diferencia de potencial aplicada tal como se muestra en la figura 2.2; por lo tanto existe un campo eléctrico entre ellos.

Para una mayor eficiencia en su operación, el voltaje aplicado entre los electrodos debe ser suficiente para asegurar la colección de los iones y electrones producidos por la radiación dentro del volumen de la cámara de ionización [17]. Cuando el voltaje es muy bajo existe una alta probabilidad de que tanto los iones como electrones se recombinen sin contribuir al flujo de corriente. El número de iones primarios colectados es proporcional a la energía depositada en el camino de la partícula en el volumen del detector.

Las cámaras de ionización funcionan ya sea en modo de corriente o en modo de carga, pueden ser adquiridas comercialmente en varios tamaños y formas las cuales cubren diversas áreas como radioterapia, radiodiagnóstico, medicina nuclear, protección radiológica entre otros; se emplean fundamentalmente para la determinación de la intensidad de campos de radiación; es decir la intensidad media de corriente a través de una cámara de ionización resulta directamente proporcional a la tasa de fluencia de las partículas y a la energía de las mismas, ya que al incrementarse cualquiera de ellas, aumenta el número de iones generados y, consecuentemente, la intensidad media

de corriente.

2.2.1. Ventajas y Desventajas de las Cámaras de Ionización

Se debe de señalar que no existe un detector universal que se pueda usar en cualquier aplicación. Algunos detectores, tales como las cámaras de ionización deben ser usadas en una variedad de aplicaciones, sin embargo algunas son diseñadas y construidas para aplicaciones y requerimientos específicos. A continuación se enuncian tanto las ventajas como las desventajas.

2.2.1.1. Ventajas

Dentro de las ventajas y cualidades más importantes que ofrece el uso de las cámaras de ionización se tienen:

1. **Insensibilidad al voltaje aplicado:** La corriente de la cámara es independiente del voltaje aplicado en la región de cámara de ionización, por lo tanto variaciones inevitables y flujos de fuentes de alto voltaje no deterioraran la resolución del sistema. Esto implica que fuentes de poder menos costosas pueden ser usadas sin afectar el detector.
2. **Proporcionalidad:** La corriente de saturación es directamente proporcional a la energía depositada por la radiación incidente.
3. **Menor vulnerabilidad al deterioro del gas:** Al no haber multiplicación del gas en las cámaras de ionización y por lo tanto pequeños cambios en la calidad del haz, como por ejemplo el incremento de la concentración de contaminantes electronegativos no afecta su desempeño. Esto se cumple al menos para sistemas de baja resolución que operan con campos de radiación moderados hacia altos.

2.2.1.2. Desventajas

Aún a pesar de que las cámaras de ionización son detectores ampliamente conocidos y utilizados, presentan sus propias limitaciones, dentro de las cuales se mencionan:

1. **Baja corriente:** La corriente que fluye a través de la cámara de ionización es usualmente muy pequeña, por lo general esta en el orden de 10^{-12} y 10^{-13} amperios para ambientes típicos de radiación. Para campos de radiación muy pequeños la corriente no se puede medir completamente. Este desempeño por lo tanto se traslada en la baja sensibilidad del sistema y lo hace insensible para ambientes de baja radiación. La pequeña corriente de ionización garantiza el uso de circuitería electrónica de bajo ruido para obtener así una buena señal.
2. **Vulnerabilidad a las condiciones atmosféricas:** La respuesta de las cámaras de ionización puede cambiar con variaciones en las condiciones atmosféricas, como la presión y temperatura. A pesar que estos cambios son pequeños deben ser tomados en cuenta a la hora de realizar una medición.
3. **Fragilidad:** Son muy frágiles y necesitan una manipulación cuidadosa al realizar las mediciones, además del uso apropiado de cables para su funcionamiento.
4. **Respuesta Lenta:** La respuesta del instrumento tiende a ser lenta, de manera que de ocurrir un cambio brusco en el campo de radiación, éste puede pasar desapercibido.

2.2.2. Tipos de Cámaras de Ionización

Las cámaras de ionización se clasifican, atendiendo a la forma de los electrodos, en planas o cilíndricas, según esten dotadas de electrodos planos-paralelos, ó cilíndricos (formados por un electrodo en forma de cilindro hueco y el otro, un alambre o varilla en disposición coaxial). Para el llenado de las cámaras se usan varios tipos de gases,

desde aire a la presión atmosférica hasta gases nobles, en especial argón. La corriente generada en la cámara es generalmente muy pequeña, por lo que necesita de una posterior amplificación antes de su medida, utilizando para ello un circuito electrónico alimentado por las propias baterías de la cámara.

2.2.3. Cámara de ionización tipo lápiz

Las cámaras de ionización para tomografía computarizada están diseñadas en forma de un cilindro delgado de volumen activo de aproximadamente 100 milímetros de longitud, frecuentemente son conocidas como **cámara de ionización tipo lápiz**. Mientras que la mayoría de las cámaras convencionales están diseñadas para ser inmersas en un campo uniforme para una medición correcta, la cámara de lápiz está diseñada para exposiciones no uniformes de un solo o varios barridos.

Para procedimientos de dosimetría la cámara es colocada en el interior de un maniquí de forma cilíndrica, que simula las condiciones del paciente cuando está frente al haz, para atenuar el haz primario para así poder generar la dispersión de rayos X de manera que simulen las condiciones de aire. Para la medición del producto de la longitud de kerma en aire, P_{kl} , la cámara se coloca paralela al eje de rotación del barrido, ya sea al aire libre o dentro del fantoma mencionado previamente. Para un solo barrido, exceptuando la tomografía computarizada de múltiples cortes, el haz primario generalmente no cubre más del 10 % de la longitud total de la cámara. Al mismo tiempo ésta detecta la radiación dispersa en el maniquí generado por el haz, permitiendo de esta forma cuantificar la exposición total de un paciente. Esta única función requiere que la respuesta del volumen activo sea uniforme en toda su longitud axial, restricción que no es requerida por otras cámaras cilíndricas de inmersión completa [18].

La cámara está calibrada para ser irradiada en su longitud total en un campo uniforme, el factor de calibración puede ser dado en términos de dosis por longitud de la cámara

por coulombio ($\text{mGy cm } C^{-1}$), o en términos de dosis ($\text{mGy } C^{-1}$) si la longitud de la cámara es especificada.

Esta cámara es utilizada comúnmente para medir el índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI), el cual está diseñado para representar la dosis por corte recibida por un paciente en un estudio multicorte. Si el factor de calibración viene dado en términos de dosis ($\text{mGy } C^{-1}$), el CTDI está definido por la siguiente integral:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D_a(z) dz \cong \frac{1}{T} \int_{-5\text{cm}}^{5\text{cm}} D_a(z) dz \equiv \frac{M \times F \times f_{tp} \times L}{T} \quad (2.1)$$

donde T es el valor nominal del ancho del corte, $D_a(z)$ es el perfil de dosis, M es la lectura del instrumento, F es el factor de calibración para convertir el valor de lectura del instrumento en dosis absorbida, L es la longitud de la cámara especificada por el fabricante y f_{tp} es el factor de corrección para cualquier diferencia de presión y temperatura al momento de la medición con los valores tomados en consideración al momento de la calibración.

Los límites de integración son en teoría desde $-\infty$ hasta ∞ pero en la práctica los límites pueden ser tomados desde $z_i \pm \delta z_i$, donde z_i es el punto central del perfil de dosis y δz_i es el límite más lejano cuya contribución puede ser considerada depreciable. El valor $P = M \times F \times f_{tp} \times L$ es la integral del perfil de dosis y el mismo concepto puede ser aplicado a mediciones de unidades panorámicas de rayos X dentales [20].

2.3. Detectores de estado sólido

Como en los detectores de estado gaseoso, en los detectores de estado sólido, la radiación ioniza las moléculas componentes del sólido, material semiconductor a través del cual se aplica un voltaje. Los detectores de estado sólido poseen una muy buena resolución y tienen un mejor poder de frenado que los detectores de estado gaseoso.

2.4. Semiconductores

Prácticamente se puede decir que se vive en una sociedad basada en los semiconductores. En casi en todas las actividades humanas se hace uso de ellos, principalmente dentro de los circuitos integrados. Los semiconductores son básicamente sólidos cristalinos en los cuales los átomos son mantenidos mediante enlaces de tipo covalente, que no son más que uniones entre átomos que se hacen compartiendo electrones adyacentes de forma que se crea un equilibrio de fuerzas que mantiene unido a los átomos.

Se denominan semiconductores ya que sus propiedades de conducción eléctrica se encuentran entre los aislantes y los conductores. Tanto el Germanio (Ge) así como como el Silicio (Si) son dos de los semiconductores más conocidos. *Los semiconductores son utilizados como dosímetros de estado sólido*, que tienen como base alguno de los elementos mencionados anteriormente en donde la energía promedio necesaria para producir un par electrón-hueco por ejemplo en el caso del Silicio es un factor de 10 veces menor que en el aire. Aunado a esto cuando se combina con la alta densidad física permite la construcción de detectores de estado sólido de tamaños pequeños. Los semiconductores se clasifican en: intrínsecos y extrínsecos.

2.4.1. Estructura de los Semiconductores

De acuerdo con los principios de la Mecánica Cuántica los electrones solo pueden ocupar estados de energía discretos (cuantización de la energía). Dependiendo del arreglo periódico de los átomos en los semiconductores, los enlaces covalentes que se forman entre estos permite la creación de estados discretos de energía. Cualquier electrón que se encuentre dentro de un material puro debe de ser confinado a uno de estos estados permitidos de energía. De esta manera podemos hablar de las bandas de energía, frecuentemente denominadas bandas permitidas, dentro de las cuales se

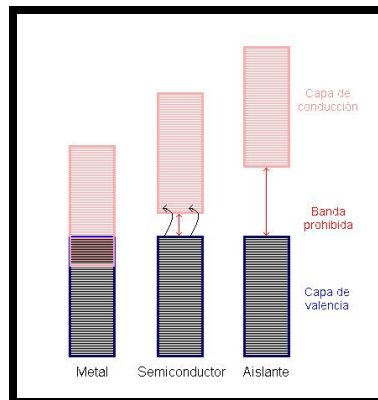


Figura 2.3: Esquema de bandas para metales, semiconductores y aislantes.

encuentran: la *banda de valencia* y la *banda de conducción* ambas se encuentran separadas por otras brechas denominadas *bandas prohibidas*, en las cuales no existen niveles energéticos visibles por lo tanto los electrones no pueden asumir posiciones en ésta región siempre y cuando se trate de semiconductores puros. La banda de valencia se constituye así en la barrera de energía a ser vencida por un electrón ligado para ser liberado y tomar parte en la conducción eléctrica.

De acuerdo a esto la banda de valencia representa un número considerable de estados de energía unos muy juntos del otro debido a fuerzas interatómicas dentro del cristal, los electrones están muy ligados a los átomos, con energías bajas comparadas con las de la banda de conducción, en la cual la energía es mayor; además en ésta última los electrones tienen la posibilidad de migrar ya que no están tan ligados de manera que son casi libres; contribuyendo de esta manera con la conductividad del material.

La distancia existente entre estas bandas nos proporciona la información de que si estamos en presencia de un semiconductor o aislante tal como se puede observar en la figura 2.3. También es importante recordar que de acuerdo con el principio de exclusión de Pauli, dos electrones en un átomo no pueden tener los mismos números cuánticos.

2.4.2. Semiconductores Intrínsecos

Un semiconductor intrínseco o ideal es absolutamente puro y no posee ninguna imperfección o impureza en su estructura cristalina, frecuentemente se les denomina conductores homogéneos. La separación existente entre la banda de valencia y la de conducción es muy pequeña lo que permite que a temperatura ambiente algunos electrones ocupen niveles de energía de la banda de conducción transformándose así en electrones libres a su vez se generan huecos en la banda de valencia, dando como resultado un sólido conductor.

Un semiconductor a temperatura ambiente, presenta generalmente una menor conductividad que un metal pues existen pocos electrones y huecos positivos que actúan como portadores. A medida que aumenta la temperatura aumenta la población de los niveles en la banda de conducción y el número de portadores se hace mucho mayor, por lo que la conductividad eléctrica también aumenta. En la práctica es imposible conseguir un material de este estilo ya que las propiedades eléctricas de los materiales tienden a ser dominados por niveles de impurezas residuales [9].

2.4.3. Semiconductores Extrínsecos

Un semiconductor extrínseco es aquel en que se han introducido impurezas en pequeñas cantidades, con el objeto de aumentar la conductividad eléctrica del material a la temperatura ambiente, generalmente elementos trivalentes o pentavalentes.

El conjunto de impurezas agregadas se convierten en parte de la estructura cristalina, cambiando en forma drástica las propiedades de la conducción eléctrica del semiconductor. A este proceso se le conoce como dopado. Así, por ejemplo, el número de portadores negativos (electrones) puede aumentar si se dopa el material con átomos de un elemento que tenga más electrones de valencia que el que compone

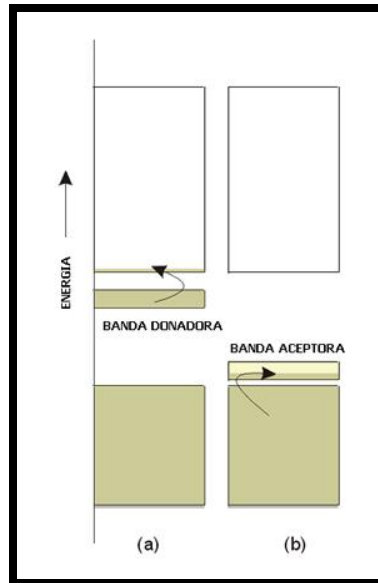


Figura 2.4: Semiconductor del tipo n (a) y semiconductor tipo p (b).

dicho material semiconductor. El nivel de dopado no debe de ser muy alto (1 átomo por cada 10⁹ átomos del material de partida) para que sea efectivo.

Si se introducen átomos de Arsénico, As, cuya configuración de capas es: [Ar] 4s² 3d¹⁰ 4p³ en un cristal de Silicio, Si, dado por la configuración siguiente [Ne] 3s² 3p², se habrá añadido un electrón extra por cada átomo de Arsénico que sustituye al de Silicio. El efecto del dopado es de sustitución, en el sentido de que el átomo de Arsénico sustituye al de Silicio en la red cristalina. Los átomos donadores de Arsénico, muy alejados unos de otros por la baja concentración de dopado, formarán una banda muy estrecha que se encuentra entre la banda de valencia y conducción, sin embargo su posición es muy próxima en energía a la banda de conducción del Silicio como se muestra en la figura 2.4 inciso (a). A temperatura ambiente, algunos de los electrones de la banda del Arsénico serán promocionados a la banda de conducción. En otras palabras, los electrones del Arsénico pasarán a los orbitales vacíos del silicio. A este proceso se le conoce como semiconductividad de *tipo n*, indicando la letra n que los portadores de cargas son los electrones.

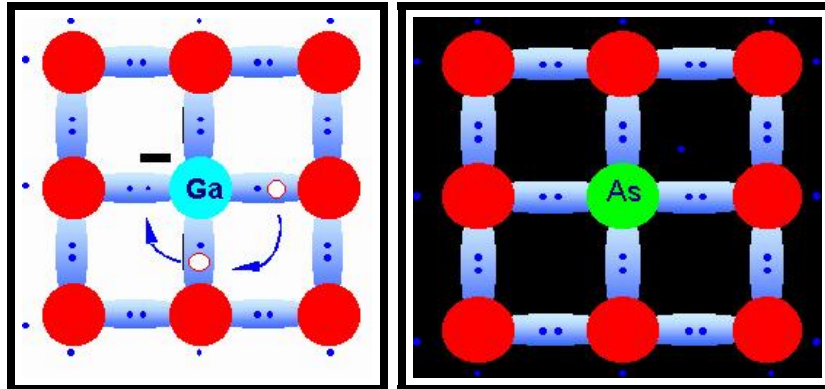


Figura 2.5: Imagen de aceptor y donador.

Un proceso de dopaje alternativo consiste en introducir en la red átomos de impurezas del grupo III (Al, Ga, In, etc) es decir se busca sustituir átomos de silicio por átomos de un elemento que tenga menos electrones en su capa de valencia, como el Galio (Ga) cuya configuración de capas es $[Ar] 4s^2 3d^{10} 4p^1$. La sustitución de un átomo de Silicio por uno de Galio (Ga) introduce un hueco en el sólido. Los átomos de Galio forman una banda aceptora que se encuentra muy cerca de la banda de valencia del Silicio tal como se muestra en la figura 2.4 inciso (b). A la temperatura ambiente los electrones de la banda de valencia del Si se promocionan a la banda aceptora del Ga; ésto ocasiona la formación de huecos en la banda de valencia del Si que permiten la movilidad de los electrones de dicha banda. En cristales donde predomina este tipo de impureza se tienen mas huecos positivos que electrones, siendo los primeros los responsables de la conductividad eléctrica, a este semiconductor se le denomina tipo *p*.

2.4.4. Ventajas y desventajas de los detectores de estado sólido

Las ventajas de los detectores semiconductores son:

1. La alta densidad del medio ionizado; esto implica una considerable eficiencia de detección por unidad de volumen efectivo del detector.

2. La energía necesaria para producir un par de portadores de carga en los semiconductores es aproximadamente 10 veces menor que en los gases.
3. Por lo tanto, para una misma energía impartida, la cantidad de portadores de carga producidos es mucho mayor en los semiconductores que en gases, lo cual se traduce en menores fluctuaciones estadísticas, obteniéndose una mejor resolución.
4. Como resultado de la movilidad elevada de electrones y huecos y por otra parte, el reducido volumen efectivo del medio detector; el tiempo de recolección de cargas muy mínimo (del orden de nano segundos), por lo tanto se tiene una alta resolución en tiempo.
5. Pueden obtenerse fácilmente detectores muy delgados de manera que absorban una fracción de la energía de las partículas incidentes, a fin de medir su ionización específica.

Dentro de las desventajas se pueden mencionar:

1. Debido a su elevada conductividad en comparación con la de los gases, aparece un ruido que tiende a enmascarar la medición de partículas ionizantes de muy baja energía.
2. Los defectos en su estructura cristalina producen recombinación de los portadores, algunos de los cuales se pierden restandole así eficiencia a la detección.

2.5. Errores en las Mediciones

En todo trabajo de investigación que involucra mediciones se encuentran dos tipos de números: exactos y los inexactos. En los primeros se se conocen los valores con

exactitud, mientras que en los segundos los valores poseen cierta incertidumbre. Ninguna medición se puede efectuar con una exactitud perfecta ya que los instrumentos de medición son imperfectos, pero es importante saber cuál es la exactitud actual y como deben de entrar en la medición los distintos errores. Según la naturaleza estadística del error podemos tener errores aleatorios y errores sistemáticos.

Los errores aleatorios aparecen cuando el resultado de medidas separadas de una misma cantidad difieren una de la otra y las diferencias respectivas no se pueden predecir individualmente, son errores asociados con la repetibilidad o reproducibilidad de la medida.

Errores humanos.- En este grupo de errores se puede asociar algunos tales como la mala lectura de instrumento de medida, o mas aún errores en el cálculo de los resultados de las mediciones. Siempre que esté de por medio la mano del hombre se cometeran errores, algunos de los cuales son de fácil detección mientras que otros no.

Cuando se habla de errores sistemáticos, se trata de errores que permanecen constantes o cambian de manera regular cuando la medida de esta cantidad se repite. Este tipo de errores se le asocian por lo general al instrumento de medición. Dentro de este grupo se tienen un grupo de errores los cuales son atribuidos a las condiciones ambientales al momento de efectuar la medición.

En todo proceso de medición de datos es imprescindible caracterizar la medición mediante conceptos tales como exactitud y precisión. La *exactitud* es un estimado numérico de la proximidad en la concordancia de los valores entre el resultado de una medición y el valor verdadero aunque desconocido de la magnitud medida. Por otra parte la *precisión* expresa la proximidad de dos resultados de mediciones separadas de cualquier magnitud y es cuantificada mediante la desviación estándar del conjunto de mediciones, donde se incluye la reproducibilidad y la repetibilidad de dicho conjunto. En realidad, cuanto más precisa es una medición, es más exacta. Adquirimos confianza

en la exactitud de una medición si obtenemos prácticamente el mismo valor en muchos experimentos distintos.

Las incertidumbres de las medidas son expresadas como incertidumbres estándar relativas y la evaluación de las incertidumbres estándar es clasificada a su vez en tipo A y tipo B. El método de evaluación de la incertidumbre tipo A se realiza mediante el análisis estadístico de una serie de observaciones, mientras que el método de evaluación de la incertidumbre estándar tipo B se basa en otros métodos no basados en el análisis estadístico de una serie de observaciones.

Las incertidumbres del tipo A aparecen cuando la medición de una determinada cantidad dosimétrica x es repetida N veces, entonces el mejor valor de aproximación para x lo constituye \bar{x} , el valor medio aritmético de todas las medidas x_i tal como se muestra en la siguiente ecuación:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.2)$$

La desviación estándar σ_x indica la incertidumbre media para un determinado resultado individual x , y es representado mediante la siguiente ecuación:

$$\sigma_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.3)$$

Ahora el valor medio de la desviación estándar viene dado por:

$$\bar{\sigma}_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.4)$$

La incertidumbre estándar tipo A, es indicada como u_A , y se define como la desviación estándar del valor medio, $u_A = \bar{\sigma}_{\bar{x}}$, y es obtenida mediante un análisis estadístico de

repetidas mediciones y, en principio, se puede reducir a través del incremento en el número de mediciones [6]

Las incertidumbres correspondientes al tipo B no pueden estimarse por mediciones repetidas o consecutivas. En este tipo de incertidumbres se incluyen las influencias acarreadas en los procesos de medición, la aplicación de factores de corrección como sucede con las cámaras de ionización (presión, temperatura) así como la data proveniente de la literatura.

Se debe tener en cuenta que las incertidumbres estandar tipo B poseen una distribución de probabilidad ya sea del tipo Gaussiano en cuyo caso podemos colocarle un límite comprendido entre $[-L, L]$, en este caso se puede calcular la incertidumbre tipo B con la siguiente expresión:

$$u_B = \frac{L}{k} \quad (2.5)$$

Donde si $k = 2$ el límite L se ha determinado con bastante seguridad alrededor de un 95 %, o si $k = 3$ se ha determinado el límite con casi absoluta seguridad un valor cercano a 99 %; o del tipo rectangular (la cual posee la misma probabilidad en cualquier punto dentro de los límites dados, es decir posee una probabilidad constante en el intervalo $[-M, M]$). En este caso la incertidumbre estandar tipo B viene dada por la siguiente expresión:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (2.6)$$

Sin embargo también se puede considerar una distribución del tipo triangular que posee los mismos límites anteriores en cuyo caso se tiene:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (2.7)$$

Capítulo 3

Protección Radiológica

En el capítulo que se presenta a continuación, primeramente se introduce el concepto de protección radiológica y una revisión de sus principios fundamentales para luego mencionar las medidas básicas operacionales a ser tomadas en cuenta cuando estamos en presencia de equipos emisores de radiaciones ionizantes en funcionamiento. Se hace una presentación de las leyes que enmarcan la legislación venezolana concerniente al uso de las radiaciones ionizantes, las cuales están contenidas dentro del marco de las Normas Covenin.

3.1. Protección Radiológica

La protección radiológica o radioprotección es una disciplina que se dedica a la creación, aplicación de los principios, leyes y conocimientos conducentes a prevenir y minimizar los efectos indeseables de las radiaciones ionizantes sobre el personal ocupacionalmente expuesto, público, pacientes y el medio ambiente.

Su objetivo es conseguir que las aplicaciones de las radiaciones ionizantes se realicen de forma segura, es decir, sin que su empleo suponga para las personas que se vean expuestas a ellas ni para la población en su conjunto un riesgo en sufrir efectos biológicos deterministas debido a radiaciones ionizantes. Ante esta situación toda la actividad de la Física Médica está dirigida, en la mayoría de ocasiones, a reducir la

exposición a radiaciones del personal radiológico y las dosis de radiación durante las exploraciones con rayos X [19].

La radioprotección debe evitar la aparición de efectos biológicos no estocásticos y limitar la probabilidad de aparición de los estocásticos [30]. Para lograr estos objetivos se han conformado un conjunto de organismos relevantes a nivel tanto internacional como nacional entre los cuales mencionaremos: **ICRP**, La Comisión Internacional de Protección Radiológica, que formula recomendaciones y códigos de práctica a las agencias reguladoras, **OIEA**, Organismo Internacional de la Energía Atómica; organización de Naciones Unidas que contribuye a la cooperación nuclear y emite las Normas Básicas de Seguridad BSS, **UNSCEAR**, Comité Científico de las Naciones Unidas para el estudio de los efectos de las Radiaciones Atómicas; comité especial de Naciones Unidas que emite informes periódicos acerca del uso y los efectos de la radiación ionizante, **ICRU**, Comisión Internacional de Medidas y Unidades de Radiación, Normas Venezolanas Covenin.

3.1.1. Principios Fundamentales

Los criterios básicos en que se apoya la seguridad radiológica establecen que las prácticas que utilicen radiaciones ionizantes deben estar justificadas, que la protección radiológica debe ser optimizada, que deben respetarse los límites y restricciones de dosis establecidos y que la probabilidad de accidentes debidos a exposiciones potenciales debe ser mínima.

1. *Justificación*: Toda actividad que exija el uso de radiaciones ionizantes debe estar justificada. Ninguna práctica con radiaciones ionizantes debe ser autorizada si no existen evidencias de que la misma producirá, para los individuos o la sociedad, beneficios que compensen el posible detrimento que puedan generar las prácticas. Es decir, se trata de un principio que toma en cuenta que el beneficio social de la actividad debe ser superior al posible daño producido por las radiaciones.

La justificación de una práctica diagnóstica se sustenta en la consideración de que la información esperada a partir de la misma contribuirá a confirmar un diagnóstico u orientar la estrategia terapéutica. El beneficio esperado debe ser superior al que aportaría otra técnica alternativa que involucre menores dosis o que no implique exposición a radiaciones ionizantes.

2. *Optimización*: Una vez que una práctica ha sido justificada y adoptada, se deberán crear las condiciones que permitan optimizar la relación entre la dosis absorbida a nivel del paciente y la calidad de la imagen que garantice de cumplimiento del propósito diagnóstico. En otras palabras es necesario considerar cómo utilizar mejor los recursos disponibles para reducir el riesgo de las radiaciones para los individuos y la población.

El objetivo principal debería ser asegurar que tanto la magnitud de las dosis individuales tales como el número de personas expuestas y la probabilidad de recibir exposiciones, cuando no haya una certeza de ser recibida, se mantengan tan bajas como razonablemente sea posible, esencia del principio *ALARA* (tan bajo como sea razonablemente posible), teniendo en cuenta factores económicos y sociales. Habrá que considerar las interacciones que pudiera haber entre estas diferentes magnitudes.

3. *Limitación de dosis*: La exposición de los individuos que resulte de la combinación de todas las prácticas debe estar sujeta a límites de dosis o a algún mecanismo de control del riesgo a la salud, en el caso de las exposiciones potenciales. Toda aquella práctica justificada que no implique exposiciones médicas en pacientes deberá estar limitada en dosis con el fin de asegurar que trabajadores y público no esten sujetos a algún riesgo atribuible a las exposiciones a radiaciones ionizantes.

La finalidad de tales controles es asegurar que ningún individuo esté expuesto a riesgos de irradiación considerados inaceptables, en circunstancias normales. Esto asegura que los efectos deterministas serán evitados y la probabilidad de

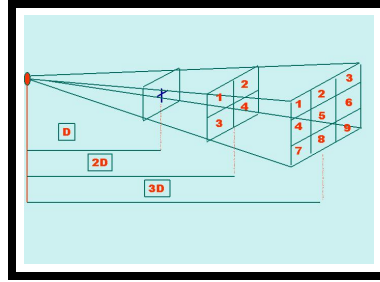


Figura 3.1: Ley del inverso del cuadrado de la distancia, a medida que nos alejamos de la fuente menor es la intensidad.

sufrir efectos estocásticos será suficientemente baja.

3.1.2. Medidas Básicas Operacionales

Para limitar y reducir la exposición a la radiación a un mínimo posible se deben considerar principalmente tres factores que determinan la exposición total que una persona recibe en un campo de radiación, los cuales son: distancia tiempo y blindaje.

1. Distancia: La dosis total recibida es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Esta técnica es una de las más importantes, segura, fácil de aplicar y menos costosa con la que se logra una disminución del nivel de exposición al campo de radiaciones dentro del ámbito de la radiología médica y dental. En ésta medida esencialmente se aplica la ley del cuadrado inverso de la distancia tal como se muestra en la figura 3.1 que significa: “Sí se conoce la intensidad de la dosis en un punto, ésta irá disminuyendo según el cuadrado inverso de la distancia”. Existe una expresión matemática en este sentido que demuestra que al duplicar la distancia desde la fuente emisora al sujeto o punto de interés, se reducen la dosis de exposición a la cuarta parte con relación al punto inicial y así sucesivamente.

$$I_1(D)^2 = I_2(2D)^2 \quad (3.1)$$

2. Tiempo: Se debe recordar que reduciendo el tiempo cerca de la fuente de radiación se reducirá la exposición, sin embargo las técnicas para reducir la exposición no siempre son practicadas o aceptadas. Todas las fuentes de radiación producen una tasa de exposición constante, en nuestro caso las máquinas utilizadas en radiodiagnóstico producen altas tasas sobre periodos muy cortos de tiempo. La dosis total recibida es proporcional al tiempo de exposición.
3. Blindaje: La naturaleza del blindaje a usar, su tipo, grosor y aplicación para una determinada práctica depende del tipo de radiación que se pretende atenuar, energía, fuerza de la fuente, las características del equipo que alberga a la fuente y las características del equipo generador.

3.2. Efectos de las Radiaciones Ionizantes

Generalmente existen dos tipos de consecuencias biológicas, resultantes de la exposición a la radiación por parte de los seres humanos, los efectos somáticos y los efectos genéticos. Los efectos somáticos que por lo general afectan al individuo expuesto (los efectos dañinos de la radiación pueden) a su vez pueden ser clasificados en dos grandes categorías, efectos deterministas o estocásticos y no estocásticos.

Los efectos deterministas resultan de la exposición a grandes dosis de radiación, estos efectos tienen un valor umbral de dosis y su severidad aumenta con el aumento de la dosis por ende de la exposición por ejemplo: opacidades en el cristalino, eritema en piel, infertilidad, depilación, etc. El daño que se puede presentar de manera inmediata en horas, días o semanas; como también en algunos casos se presentara en meses o años. Estos efectos se relacionan con la dosis absorbida, en la tabla 3.1 se presentan algunos valores referenciales de umbrales de dosis para efectos causados por el incorrecto uso de las radiaciones en una sola exposición.

Valores Referenciales	
Dosis (Gy)	Efecto
3-5	Depilación
7	Depilación Permanente
8-12	Descamación Seca
>20	Descamación Húmeda
>30	Fibrosis y Ulceración
>40	Necrosis

Tabla 3.1: Tabla que muestra el umbral de dosis para efectos en piel debidos a una sola exposición.

Los efectos no estocásticos ocurren por casualidad, generalmente aparece en una sola célula y son vistos en individuos sin exposición al igual que en individuos expuestos por lo tanto no están asociados con la exposición a la radiación; una vez que aparecen ya tienen severidad máxima. Tanto el cáncer así como las mutaciones genéticas las podemos asociar con los efectos estocásticos [23]. A pesar que la probabilidad de ocurrencia de estos efectos aumenta con la dosis, su severidad no de acuerdo con las estadísticas.

La exposición a la radiación aumenta la probabilidad a un efecto estocástico, y ésta probabilidad aumenta con el aumento de la dosis recibida. Mientras que se ha documentado una amplia incidencia de cáncer entre personas expuestas por largos periodos de tiempo como en antiguos radiólogos, y pacientes que han recibido radioterapia entre otros; no ha aumentado la incidencia de herencia entre la población expuesta a algún tipo de dosis. Los efectos estocásticos observados ya sea en animales o en humanos no distan mucho en su tipo con los observados en poblaciones que no han sido irradiadas. La única diferencia radica en la frecuencia de ocurrencia [21].

Las radiografías dentales pueden dar lugar a un incremento significativo de la dosis de radiación a en la médula espinal, en el cráneo y en la mucosa oral, la tiroides y los

ojos así como también cualquier parte expuesta de una persona a la radiación primaria o haz útil. El uso inadecuado de los equipos, así como deficiencias en las técnicas utilizadas pueden incrementar innecesariamente la incidencia de efectos estocásticos, incluso en algunos casos extremos puede inducir a efectos determinísticos.

Es importante señalar que el número y la variedad de fuentes de radiaciones contribuyen a que la exposición total del público se incremente. Ningún grupo de personas puede defender la posición de que en comparación con otros se esta produciendo una cantidad muy pequeña de exposición. El más grande aporte a la exposición producida por el hombre lo constituyen la radiología médica como odontológica. Debido al rápido crecimiento en el uso de exámenes de rayos x dentales por parte de la población, los efectos genéticos de las radiaciones ionizantes son de especial cuidado. Independientemente de lo pequeña que sea la dosis de radiación siempre se arrastra un riesgo, el cual va a ser proporcional a la magnitud de la dosis recibida.

3.3. Actividades Humanas y Exposición a la Radiación

Algunas actividades humanas planificadas incrementan la exposición total a la radiación, sea por la introducción de nuevas fuentes de exposición, por incrementar el número de individuos expuestos o por ambas causas, se denominan “prácticas”. Otras actividades humanas están destinadas a reducir el nivel existente de exposición a la radiación, o la probabilidad existente de sufrir una exposición que no sea parte de una práctica controlada, se denominan “intervenciones”.

La realización de las prácticas tendrá por resultado ciertas exposiciones a la radiación cuya magnitud se podrá predecir, aunque con cierto grado de incertidumbre: estas exposiciones previstas se denominan exposiciones normales.

También pueden contemplarse escenarios en que haya posibilidades de exposición, pero ninguna certeza de que tal exposición tendrá lugar efectivamente: estas exposiciones que no son de esperar pero sí posibles, se denominan potenciales. Las exposiciones a las radiaciones ionizantes se clasifican, según la relación entre la fuente y las personas, en tres tipos diferentes, conocidos como ocupacional, médica y público. Las cuales se explican a continuación

3.3.1. Exposición Ocupacional

Todas las exposiciones que reciban los trabajadores en el lugar de trabajo como resultado del manejo de alguna fuente inherente a su actividad dentro del servicio.

3.3.2. Exposición del Público

En este reglón se ubican todas las exposiciones que no sean las ocupacionales o médicas. El componente de mayor riesgo en la exposición al público lo constituyen las fuentes naturales de radiación.

3.3.3. Exposiciones Médicas

Las exposiciones médicas se limitan exclusivamente a las exposiciones recibidas por los individuos como parte de su propio diagnóstico o tratamiento médico y a las exposiciones (exceptuando las ocupacionales) recibidas, con conocimiento y voluntariamente, por individuos que participen en el apoyo y cuidado de pacientes sometidos a diagnóstico y tratamiento.

3.4. Niveles de Referencia Diagnósticos

La noción de *Niveles de Referencia Diagnósticos*, de ahora en adelante serán mencionados como *NRD* fue introducida por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) e incluida en la Directiva EURATOM 97/43. En el año 2001 el Comité del ICRP se abocó a la preparación de un documento específico sobre este tema. Se trata de un concepto de aplicación específica en el ámbito de la exposiciones médicas referido a niveles de dosis en radiodiagnóstico determinados en base a mediciones correspondientes a exámenes “tipo” realizados en pacientes o fantasmas de características “standard”, en un país dado o región.

Los NRD son indicadores de la calidad de equipos y procedimientos, no se aplican a casos individuales, no constituyen límites ni son “dosis óptimas”. Su valor numérico no surge de un valor promedio sino que se establece mediante un método estadístico tomando en consideración el 75% de la distribución de dosis medidas (o de las actividades administradas). Esto significa que en un 25% de los casos las dosis (o actividades) se sitúan por encima del NRD. Identificando y eliminando las causas, la curva gaussiana se desplazará hacia la izquierda con la consecuente disminución del valor de NRD. Aquí reside el rasgo “dinámico” del concepto de NRD: partir del conocimiento de una realidad local para intentar modificarla tendiendo a la reducción progresiva de las dosis hasta alcanzar un valor óptimo. No debe olvidarse que la noción de NRD es indisociable de la de “calidad informativa de la imagen”. Es asimismo un concepto evolutivo que deberá actualizarse acorde al desarrollo de la tecnología disponible en cada país o región [22].

Los niveles de referencia pueden ser establecidos para cualquiera de las variables determinadas en la implementación de un programa de protección radiológica. Un nivel de referencia no es un límite y es usado para determinar un curso de acción cuando la variable excede, o puede predecirse que excederá, el nivel de referencia, se puede agrupar en tres grupos:

1. **Nivel de registro.**- A efectos de simplificar el sistema de archivo de información sobre las dosis equivalentes correspondientes al personal conviene establecer un nivel de referencia de modo que aquellos valores que se encuentren por debajo del mismo no sean registrados en razón de su escasa significación.
2. **Nivel de investigación.**- Cuando las dosis equivalentes recibidas por las personas ocupacionalmente expuestas superan un cierto valor que pueden considerarse justificado y característico del tipo de operación, la autoridad debe investigar las posibles causas con el propósito de evitar que se excedan los límites autorizados.
3. **Nivel de intervención.**- Debe prefijarse cual es el nivel de dosis equivalente que justifica la intervención de la autoridad no solo para fines de investigación sino para lograr la corrección de aquellas circunstancias que hacen posible esos niveles de dosis pudiendo a tal efecto suspender el funcionamiento de la instalación.

3.5. Aspectos Regulatorios en Radioprotección en Venezuela

El uso de fuentes y equipos generadores de radiaciones ionizantes se ha incrementado tanto en las aplicaciones médicas así como en la industria. En la República Bolivariana de Venezuela, el Estado ha reglamentado los controles regulatorios en ésta materia a través de las autoridades competentes en el Ministerio del Poder Popular para la Salud y del Ministerio del Poder Popular para la Energía y Petróleo; quienes se constituyen como la Autoridad Regulatoria.

Las prácticas con radiaciones ionizantes se encuentran reglamentadas en las Normas Covenin (Comisión Venezolana de Normas Industriales). Existen un conjunto de normas las cuales se encuentran enmarcadas dentro del marco jurídico aplicable al campo de la protección radiológica tal como se muestra en la tabla 3.2

<i>Norma Covevin 2257:1995</i>
Radiaciones ionizantes señalización y demarcación de zonas de trabajo
Establece la clasificación y demarcación necesarias en las zonas donde operen las radiaciones ionizantes
<i>Norma Covevin 2258:1995</i>
Vigilancia Radiológica
Establece los requerimientos que se deben cumplir para la vigilancia radiológica tanto en situaciones normales de operación, así como en el caso de emergencias
<i>Norma Covevin 2259:1995</i>
Radiaciones Ionizantes. Límites anuales de dosis
Establece los límites anuales de dosis para las personas ocupacionalmente expuestas (POE) y los miembros del público
<i>Norma Covevin 3299:1997</i>
Programa de Protección Radiológica. Requisitos
Establece los requisitos para elaborar el programa de protección radiológica que debe cumplirse para en las instalaciones donde existan prácticas con fuentes de radiaciones ionizantes a fin de garantizar el logro de los objetivos de la protección radiológica.
<i>Norma Covevin 3496:1999</i>
Protección Radiológica. Medidas de Seguridad para la Protección contra las Radiaciones Ionizantes y las Fuentes de Radiación
Especifican los requisitos básicos para la protección de las personas contra la exposición a la radiación ionizante y para seguridad de las fuentes de radiación denominadas en adelante protección y seguridad.

Tabla 3.2: Tabla correspondiente al Marco Jurídico Venezolano aplicable a la Protección Radiológica.

Para el presente trabajo se ha tomado como referencia la Norma Covenin 218 – 1 : 2000 que lleva por título “*Protección contra las Radiaciones Ionizantes Provenientes de Fuentes Externas Usadas En Medicina. Parte 1 Radiodiagnóstico Médico y Odontológico*”, la cual tiene como objetivo general establecer los requerimientos mínimos necesarios para la protección del personal ocupacionalmente expuesto (POE), pacientes y público que deben de considerarse durante cualquier práctica diagnóstica con rayos X, incluyendo el radiodiagnóstico en la práctica veterinaria [15].

A continuación se tomaron algunos de los contenidos más representativos de ésta Norma de relevancia fundamental para el presente trabajo.

En el ítem 4 referido a las responsabilidades se tiene:

- 4.1 Destaca que: toda persona natural o jurídica que realice prácticas de diagnóstico médico y odontológico con equipos de rayos X, estará sometido a la inspección, supervisión y vigilancia de la autoridad competente.
- 4.5 Referido al médico clínico señala que, es el encargado de prescribir los estudios de radiodiagnóstico para un paciente que se encuentra bajo su atención tomando en cuenta el principio de justificación de la Práctica.
- 4.7 Referido al físico médico especialista en radiodiagnóstico señala que éste profesional es la persona encargada de seleccionar los equipos adecuados con las necesidades del servicio así como vigilar y ejecutar el PGC (Programa de Garantía de Calidad). Es también él quién asesora a todo el personal que integra el servicio sobre los aspectos físicos de radiología y protección radiológica.

En el ítem 5 referido a los requisitos generales señala que:

- 5.1.1 Las exposiciones médicas deben de ser justificadas y optimizadas.

- 5.1.2 No se administrará a ningún paciente una exposición médica con fines diagnósticos que no sea prescrita por un médico clínico.
- 5.1.3 Toda institución que contemple exposiciones médicas para el radiodiagnóstico, debe de contar con un PPR (Programa de Protección Radiológica) según lo establecido en la Norma Venezolana Covenin 3299 vigente y un PGC.
- 5.1.4 Los equipos deben contar con un programa de mantenimiento preventivo, el cual debe de realizarse periódicamente.
- 5.1.7 Todos los tubos de rayos X deben de estar dentro de una cubierta protectora que cumpla con las siguientes exigencias: el kerma en aire producido por las radiaciones de fuga, medida a la distancia de un metro en cualquier dirección no exceda un mGy en una hora.
- 5.1.8 Se debe limitar el haz útil de radiación al área de interés clínico. A tal fin se utilizarán dispositivos tales como colimadores, conos y diafragmas.
- 5.1.10 En tubos de rayos X (excepto los mamógrafos), la filtración total equivalente de aluminio en el haz primario de radiación, debe estar contemplada dentro de los valores que se muestran en la tabla 3.3:

Valores Referenciales	
KVp	Filtración total (mm Al)
<50	0.5
50-70	1.5
>70	2.5

Tabla 3.3: Tabla con valores referenciales para la filtración.

El espesor hemirreductor debe estar contemplado dentro de los valores de referencia que aparecen en la tabla 3.4:

Valores HVL Referenciales	
KVp	HVL (<i>mm Al</i>)
50	1.2
70	1.5
80	2.3
100	2.7

Tabla 3.4: Tabla con valores referenciales para la capa hemirreductora.

- 5.1.11 Toda sala de rayos X debe estar señalizada y clasificada según lo establecido en la Norma Venezolana Covenin 2257 vigente tomando en cuenta la carga de trabajo. En la parte superior de la entrada debe de colocarse un sistema de alarma visual que indique la restricción del acceso cuando el equipo se encuentre en operación.
- 5.1.12 Toda persona ocupacionalmente expuesta como resultado del uso de los equipos de rayos X, debe dotarse de vigilancia radiológica individual, según lo establecido en la Norma Venezolana Covenin 2258 vigente.
- 5.3.3 Señala que el físico médico especialista en radiodiagnóstico debe de aprobar un curso de 40 horas en protección radiológica, según lo establecido en la Norma Covenin 3299 vigente, con énfasis en niveles orientativos de dosis involucrados en la práctica.

En el inciso 7 señala lo concerniente a las *pruebas de control de calidad de equipos*, los cuales deberán realizarse periódicamente, preferiblemente después y/o simultáneamente al mantenimiento preventivo, además se debe de llevar un registro de dichas pruebas, las cuales deben ser presentadas a la autoridad competente, de acuerdo con la Norma Covenin 3299.

Capítulo 4

Materiales Utilizados

En el presente capítulo es preciso resaltar que este TEG se ha realizado gracias a la colaboración de *La Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela* que nos proporcionó tanto el espacio físico así como los equipos dentales objetos de nuestro estudio y la empresa *SefimedCA* que nos facilitó los equipos respectivos para efectuar las mediciones. A continuación se presentan los distintos instrumentos de medición utilizados en la metodología experimental del presente trabajo, además se hace mención de las especificaciones técnicas de algunos equipos.

4.1. Instrumentos Utilizados

A continuación se presenta una lista detallada de los instrumentos de medición que se utilizaron.

1. Camara de ionización RADCAL.
2. Cámara de ionización tipo lápiz PTW con certificado vigente de calibración.
3. Detector de estado sólido PTW.
4. Kvpimetro PTW.
5. Electrómetro RADCAL.

6. Electrómetro PTW.
7. Maniquí de cabeza para determinación de CTDI en tomografía PTW.
8. Base para láminas.
9. Set de láminas de Aluminio de 99,9 (%) pureza.
10. Barómetro.
11. Termómetro.
12. Cinta Métrica
13. Nivel.

A continuación se explican los usos y las principales especificaciones técnicas de los equipos utilizados.



Figura 4.1: Portaláminas para medir capa hemirreductora.

4.2. Cámara de Ionización tipo Lápiz

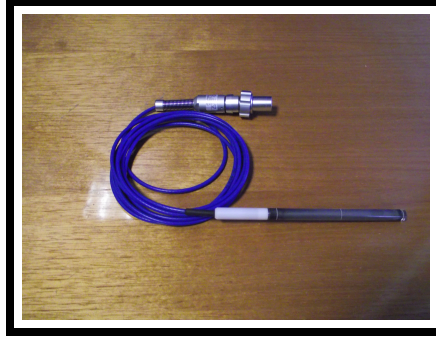


Figura 4.2: Cámara de ionización tipo lápiz PTW.

La cámara de ionización que se utiliza en este trabajo corresponde al modelo 30009, manufacturada por la firma PTW y calibrada en tanto en Alemania así como en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) de la República Bolivariana de Venezuela, ubicado en las instalaciones del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (I.V.I.C.). Ésta se conecta mediante un adaptador de la misma marca a un electrómetro PTW UNIDOS E que mide la corriente, sus características técnicas se mencionan detalladamente en la tabla 4.1, además se presenta una vista general de la misma en la figura 4.2 y el plano con sus dimensiones se presenta en la figura 4.3 Su principal uso es en dosimetría en tomografía, permite determinar el producto de la longitud de kerma en aire, P_{kl} .

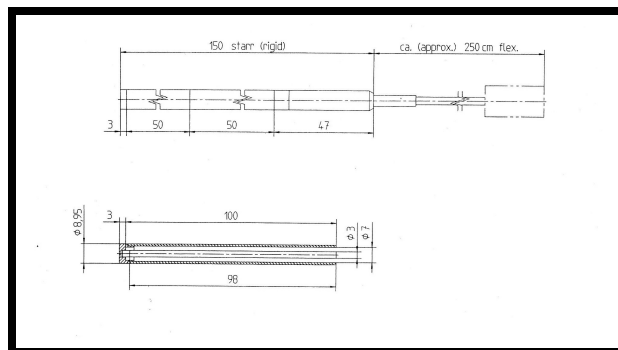


Figura 4.3: Dimensiones de las estructuras internas de la cámara de lápiz PTW.

Especificaciones Técnicas	
Cualidad	Característica
Cámara de Ionización	Modelo 30009
Construida	PTW-Freiburg
Uso	Medición de radiación en tomografía computarizada
Calidad de radiación	Fotones (70...150) kV
Cantidades a medir	Kerma en aire y tasa de kerma, exposición y tasa de exposición
Volúmen de medición	3.14 cm^3
Longitud efectiva	100 mm
Voltaje	max. 100 V
Respuesta	1.4 $\left(\frac{C}{Gy.cm}\right)$
Material de la pared	PMMA
Grosor de la pared	1 mm
Anillo de protección	Si
Tiempo de colección de los iones	0,3 ms
Máx tasa de dosis radiación continua	2.0 $\left(\frac{Gy}{seg}\right)$ a 100 V
Temperatura	10 ⁰ C a 40 ⁰ C
Humedad en aire	(10...80) % humedad relativa
Presión de aire	(700...1060) hPa
Equilibrio de la temperatura	(2...3) $\left(\frac{min}{k}\right)$
Punto de referencia	Centro de la cámara

Tabla 4.1: Tabla con especificaciones técnicas de la cámara de ionización tipo lápiz utilizada en el TEG.

4.3. Detector de Estado Sólido

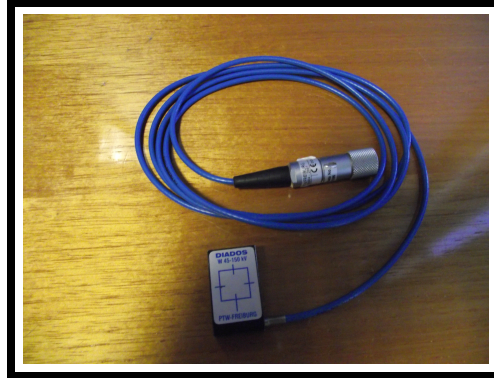


Figura 4.4: Detector de estado sólido Diados PTW Freiburg.

Este es un detector DIADOS, manufacturado por PTW-Freiburg modelo T6000 - 42667, serial 2667; esta diseñado para pruebas de aceptación y control de calidad en radiodiagnóstico en el rango energético comprendido entre 40 kV y 150 kV, es un detector pequeño - sus dimensiones son 4 cm de largo, 2,4 cm de ancho y 1,2 cm de altura - y a la vez ligero como se puede ver en la figura 4.4, cumple con la norma IEC 61674. Viene acompañado de sus respectivos cables conectores, cuya longitud alcanza los dos metros, que le permiten conectarse a un electrómetro. Su función principal consiste en medir la tasa de dosis o dosis transferida a un fantoma en el rango de funcionamiento, nos permite también medir la dosis dental en un rango de energía comprendido entre 40 kV y 90 kV ya sea sin filtración o con filtración adicional de Aluminio. A diferencia de las cámaras de ionización no necesita aplicarse altos voltajes. En el manual de usuario se presenta un diagrama del detector no obstante su composición no se presenta talvez por razones de tipo comercial.

4.4. Kvpímetro

El Kvpímetro es un medidor no invasivo utilizado es PTW Diavolt Universal tal como se aprecia en la figura 4.5, el cual fué fabricado y calibrado en Freiburg, Alemania; el certificado de calibración se muestra en el Apéndice. Es un medidor de alta tensión controlado por un microprocesador que usa metodo de dos filtros, dos detectores de estado sólido con diferentes filtraciones para la determinación de la tensión de tubo. Este presenta una gama de posibilidades de aplicación en radiodiagnóstico desde radiología convencional, fluoroscopia, rayos x dentales, tomografía para tensiones que van desde 22 a 150 kV. De acuerdo a la función seleccionada, este ejecuta cálculos para kVp máximo, o kVp medio con una resolución de 0,1 kV IEC 61676. Este instrumento se utiliza para medir la tensión de tubo, tiempo de irradiación y kerma en aire; sus características técnicas se muestran en la tabla 4.2.

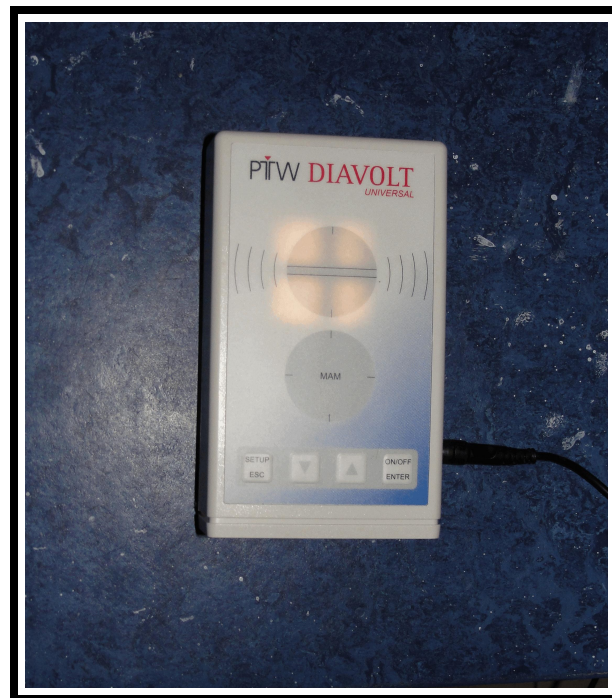


Figura 4.5: Kvpímetro PTW Diavolt Universal.

Especificaciones Técnicas	
Cualidad	Característica
Diavolt Universal	Modelo 43014
Construida	PTW-Freiburg
Magnitudes medidas	Tensión de tubo (kV) Tiempo de irradiación (s) Kerma en aire K_A (Gy)
Tensión de tubo	
Intervalo de medición	(40...150) kV
Resolucion digital	0,1 kV
Error intrínseco	$\leq 1,0\% \text{ o } \leq 1,0 \text{ kV}$
Reproducibilidad	$\leq 0,5\% \text{ o } \leq 0,5 \text{ kV}$
Tiempo de irradiación	
Intervalo de medicion	(0.3...999) s
Resolucion digital	0,3 ms
Error intrínseco	$\leq 0,3 \text{ ms}$
Reproducibilidad	$\leq 0,3 \text{ ms}$
Kerma en aire	
Intervalo de medición	50 μ Gy...50 Gy
Resolucion digital	0.5 μ Gy o 60 μ R
Error intrínseco	$\leq 2,0\%$
Reproducibilidad	$\leq 0,3 \text{ ms}$

Tabla 4.2: Tabla con especificaciones técnicas del medidor de kVp.

4.5. Electrómetro

El electrómetro utilizado es un Diados E de la casa PTW como se puede apreciar en la figura 4.6, el cual está diseñado para test de aceptación así como para mediciones rutinarias. Este equipo mide dosis, intensidad de dosis en aplicaciones radiológicas de diagnóstico. También se utiliza para la medición del producto de dosis por longitud, tiempo de irradiación en aplicaciones de tomografía axial computarizada; así como para la medición de la corriente y la carga. Este electrómetro debe ser conectado a la cámara de ionización al igual que al detector de estado sólido. Sus principales características se muestran en la tabla 4.3.

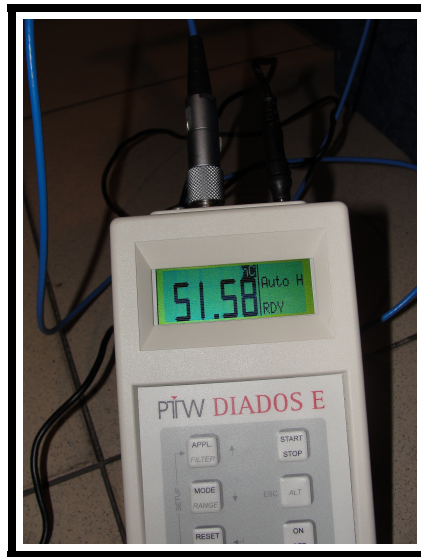


Figura 4.6: Electrómetro PTW Diados E.

Especificaciones Técnicas	
Cualidad	Característica
PTW-DIADOS E	Tipo 11035
Fabricante	PTW-Freiburg
Modo de medición	Continuo
Magnitudes medidas	Kerma en aire (Gy) Intensidad de kerma en aire ($\frac{Gy}{s}$) Tiempo de irradiación (s) Corriente (A), carga (C) Dosis por pulso (Gy) ó (R)
Resolución digital	30, fA ó 30, fC detector 6004: $1 \frac{nGy}{s}$ ó 1 nGy
Punto de referencia	5,7 mm debajo del centro de los reticulos
Reproducibilidad	$\leq \pm 0,5 \%$
Dependencia de energía en cada intervalo	$\leq \pm 5 \%$
Linealidad	$\leq \pm 2 \%$
Dependencia de la intensidad de dosis	$\leq \pm 2 \%$
Efecto de la interferencia eléctrica	$\leq \pm 5 \%$
Efecto de la incidencia de la radiación ($\pm 5^\circ$)	$\leq \pm 3 \%$
Intervalo Nominal de uso	
Temperatura	(10...40)°C
Humedad Relativa	(10...75)°C
Presión Atmosférica	(700...1060) hPa

Tabla 4.3: Tabla con especificaciones técnicas del electrómetro.

4.6. Fantoma de Cabeza

El fantoma cilíndrico que se aprecia en la figura 4.7 se utilizó para simular la cabeza del paciente, es elaborado con polimetilmetacrilato (PMMA) corresponde al modelo T40016, fabricado por PTW-Freiburg el cual es utilizado fundamentalmente para determinar el índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI) en pruebas de aceptación y constancia . Las dimensiones del fantoma son: 15 cm de altura y 8 cm de radio; el peso correspondiente es de 3,6 kilogramos.

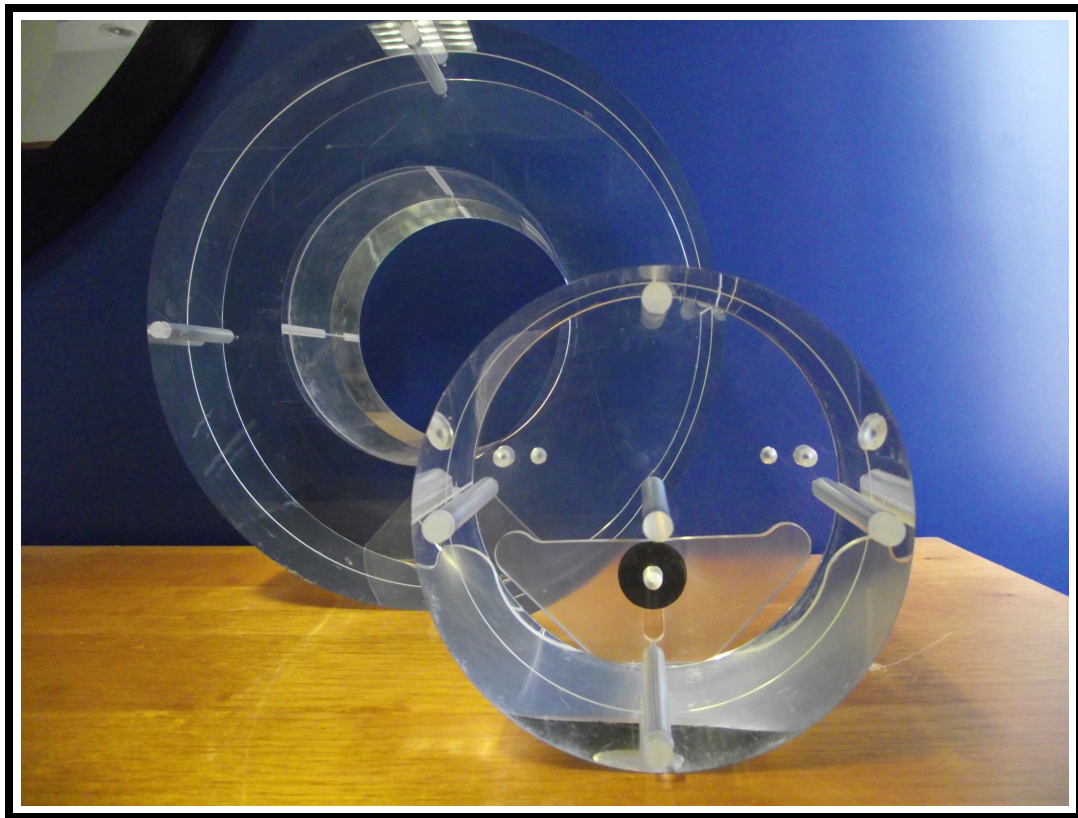


Figura 4.7: Fantoma de cabeza PTW.

Capítulo 5

Exestructura del Protocolo dental

Una de las partes más importantes de este TEG, es la revisión exhaustiva de un conjunto de protocolos existentes en el área de *radiodiagnóstico dental* tales como: **Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico** [24], **Manual de Procedimientos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico** [26], **AAPM Report 25: Protocols for the Radiation Safety Surveys of Diagnostic Radiologic Equipment** [27], **Dosimetry in Diagnostic Radiology. An International Code of Practice** [28], **Code of Safe Practice for the use of X-RAYS in Dentistry** [29], además de los lineamientos dados por las **Normas Covenin** [15]; tendientes a la realización de controles de calidad de equipos odontológicos. Se han agrupado una serie de pruebas tendientes a realizar un control de las condiciones en las que se encuentran las instalaciones, además de estas pruebas se realiza una revisión de parámetros geométricos, evaluando también la calidad del haz entre otras.

5.1. Información General

En esta sección se debe colocar toda la información necesaria sobre la Institución donde se realiza el control de calidad que va desde propietarios que poseen la licencia respectiva para el uso de equipos que emiten radiaciones ionizantes hasta la ubicación

del servicio. Además se deben anexar datos de la Empresa que realiza el Servicio de Control de Calidad, así como la cantidad de personal perteneciente al servicio que labora de manera directa con las radiaciones ionizantes. Luego también es de especial relevancia los datos del equipo al que se realiza el control de calidad que van desde fabricante del equipo, kilovoltaje máximo, filtración inherente, miliamperaje máximo, máximo tiempo de exposición.

En este control es tan importante la información de los instrumentos con que se realizan las pruebas, que no podía dejar de mencionarse ya que estos sirven en caso que una auditoria externa se realice, los profesionales que la dirijan conozcan los rangos de uso y el tipo de equipos utilizados en las mediciones previas.

5.2. Evaluación Física y Visual de las Instalaciones del Servicio

Se debe realizar una inspección visual de las condiciones en las que se encuentran los diversos accesorios que conforman el servicio; al igual que una mecánica y eléctrica a los distintos partes que componen el equipo emisor de radiaciones ionizantes. Se comprobará que se cumplan las condiciones mínimas de seguridad que se especifican en las Normas Covenin 218 – 1 : 2000, **Covenin** [15].

5.2.1. Condiciones de la Sala de Operación del equipo

Se debe revisar en forma exhaustiva los distintos componentes de la sala correspondientes al servicio, que aportan seguridad y tranquilidad tanto a las personas involucradas en el manejo del equipo así como a los pacientes de acuerdo con el modelo presentado a continuación

Condiciones de la Sala		
Evaluación	SI	NO
Existe un solo equipo emisor de radiaciones en la sala		
El área es lo suficientemente espaciada		
Tiene baño dentro o cerca de la sala		
Existen accesorios distintos al equipo necesarios para la prueba		
Existe la barrera de protección para el operador		
La puerta de entrada esta ubicada en la barrera primaria		
El área, equipo y accesorios se encuentran exentos de daño, polvo y sucio		
El operador visualiza adecuadamente al paciente		
La sala tiene ductos de entrada y salida de aire		
Los ductos de ventilación funcionan correctamente		
Los ductos de aire estan libres de polvo		
La temperatura de la sala se mantiene en rango constante		
CONCLUSIONES:		

5.2.2. Inspección Mecánica del Equipo

Esta inspección tiene como objeto revisar las condiciones mecánicas mínimas necesarias para la buena operación de los equipos.

Inspección Mecánica		
Evaluación	SI	NO
El equipo presenta estabilidad		
Los movimientos del cabezal son suaves y continuos		
La distancia foco piel coinciden		
El boton de control del equipo funciona bien		
CONCLUSIONES:		

5.2.3. Supervisión Eléctrica del Equipo

Inspección Eléctrica		
Evaluación	SI	NO
Existe algún problema eléctrico		
El cableado se encuentra en buen estado		
CONCLUSIONES:		

5.2.4. Seguridad de la Instalación

Con esta revisión se busca que la infraestructura perteneciente al centro cumpla con la normativa nacional desde el punto de vista de la Protección Radiológica.

Seguridad de la Instalación		
Evaluación	SI	NO
Puerta de acceso restringida		
La puerta de acceso directa a la sala posee blindaje		
La puerta de acceso esta señalizada adecuadamente		
Los elementos de protección se encuentran en buen estado		
Existen extintores de incendio y están ubicados adecuadamente		
El personal cuenta con dosímetros personales		
CONCLUSIONES:		

5.3. Pruebas de Control de Calidad en Equipos de Rayos X Dentales

En esta sección se van a describir los objetivos por los cuales se debe realizar cada una de las pruebas, la instrumentación requerida para las mismas, así como los procedimientos detallados para obtener los distintos valores.

5.3.1. Levantamiento radiométrico

1. Objetivo.-Evaluar los niveles de exposición ocupacional y del público, ya que la unidad debe estar cubierta con una carcasa lo suficientemente blindada, de manera que la radiación de fuga sea la mínima posible. La medida a un metro de distancia en cualquier dirección sea menor que 100 mR o 0.87 mGy en una hora [25], [32].
2. Frecuencia.-Durante la aceptación de la sala y luego de modificaciones que afecten la sala.
3. Instrumentación:
 - (a) Cámara de ionización y electrómetro.
 - (b) Simulador de cabeza de un adulto.
 - (c) Cinta métrica.
4. Procedimiento
 - (a) Realizar el croquis de la sala y sus áreas adyacentes, ubicando de forma detallada con letras cada una de las partes que conforman la sala, al igual que la posición de cada uno de los equipos presentes en ésta.
 - (b) Colocar el mayor voltaje y corriente utilizados para un determinado tiempo de forma tal que se pueda medir la radiación fácilmente a una distancia localizada del punto focal.
 - (c) Colocar el simulador en la posición usual de la cabeza del paciente.
 - (d) Colocar el localizador en contacto con el maniquí orientado hacia la posición frontal con relación al paciente.
 - (e) Ubicar la cámara de ionización detrás de la barrera secundaria aproximadamente a 15 *cm* de distancia.

- (f) Realizar la exposición con los parámetros seleccionados.
- (g) Repetir la medida en un punto adyacente.
- (h) Registrar el mayor valor obtenido.
- (i) Realizar la medida para otros puntos seleccionados.
- (j) Repetir el procedimiento para las otras dos posiciones del tubo; derecha oblicua y izquierda oblicua con relación al paciente.

5. Cálculos.- Debemos tomar en cuenta ciertos criterios a continuación mencionados:

- (a) Se utilizara el factor de uso igual a 1, ya que solo existe radiación dispersa
- (b) A partir de la tabla siguiente:

Factores de ocupación (T)		
Ocupacion	Local	T
Integral	Consultorio, recepción	1
Parcial	Espera, vestidor, circulación interna	$\frac{1}{4}$
Eventual	Circulacion externa, baños, escaleras	$\frac{1}{16}$
Esporádico	Jardines cercados Casa de máquinas	$\frac{1}{32}$

Se definira los factores de ocupación (T) de las personas más expuestas a la radiación.

- (c) Se determinará la carga de trabajo semanal (W), expresados en $(\frac{mA}{min})$, para las condiciones máximas de rutina. Para esto se utiliza la siguiente ecuación:

$$W = \frac{N_R It}{60}$$

Donde N_R es el total de radiografías semanales, It es el mAs promedio por radiografía.

6. Tolerancia.- Se tomará como un indicador la tabla dada por Arcal XX la cual se muestra a continuación:

Niveles de restricción de dosis (Arcal XX)	
Área Controlada	0.10 ($\frac{mSv}{sem}$) ó 5 ($\frac{mSv}{año}$)
Área Libre	0.01 ($\frac{mSv}{sem}$) ó 0.5 ($\frac{mSv}{año}$)

7. Tabla de Resultados

Tabla de Resultados	
Zona medida	Dosis Equivalente integrada en 1 año

8. Registrar aprobación o desaprobación, en este último caso se deben de hacer recomendaciones posibles en caso de hacer falta adicionar bindaje o cambiar la posición del equipo.

5.3.2. Radiación de fuga

1. Objetivo.-El objetivo de la prueba es evaluar la radiación de fuga que existe alrededor de la carcasa que cubre el tubo de rayos X.
2. Frecuencia de la prueba.- Inicial y después de cambios.
3. Instrumentación.
 - (a) Cámara de ionización
 - (b) Electrómetro

4. Procedimiento

- (a) Colocar la cámara de ionización conectada al respectivo electrómetro en distintos puntos seleccionados previamente alrededor de la carcasa a una distancia de 1 m.
- (b) Realizar la exposición con el máximo valor de kVp en cada uno de los puntos y registrar las lecturas obtenidas en dichas posiciones.

5. Cálculos

- (a) Transformar las lecturas obtenidas a $\left(\frac{mGy}{h}\right)$;
- (b) Corregir las lecturas para la corriente máxima que puede soportar el tubo durante una hora, según los requisitos de ensayos de fuga.

6. Tolerancia.- La tolerancia es de $0,25 \left(\frac{mGy}{h}\right)$ a un metro del foco

7. Registrar aprobación ó desaprobación.

5.3.3. Distancia Foco-Piel

Se toma la distancia mínima entre la piel y el foco, de manera que se mantenga los datos referenciales aportados por el fabricante para evitar algún tipo de irritación en la piel [24], [26].

1. Objetivo.- Confirmación de la mínima distancia entre el foco y el paciente.
2. Frecuencia.- Anual / inicial, tras cambios.
3. Instrumentación.- Cinta métrica.
4. Procedimiento.- Se mide la distancia entre el foco y el extremo del cono localizador.

5. Resultados.- El valor obtenido quedará registrado.
6. Tolerancia.- Se tomaran los siguientes valores referenciales
 - (a) >20 cm para equipos con tensiones superiores a 60 kV.
 - (b) >10 cm para equipos con tensiones inferiores a 60 kV.

5.3.4. Punto Focal

1. Objetivo.- Asegurar que el tamaño del punto focal coincide con el valor nominal, ya que éste es un parámetro esencial en la caracterización inicial de un tubo de rayos X, ya que establece un límite para la resolución espacial del sistema, y también verificar cualquier deterioro en éste a lo largo del tiempo. Debe ser 1.5 veces menor que el valor nominal marcado en el tubo [15], [31].
2. Frecuencia.- Inicial, anual y posterior a cambios.
3. Instrumentación.- Dentro de los instrumentos que utilizaremos tenemos:
 - (a) Dispositivo para medir tamaño del punto focal consistente con patrón de estrella.
 - (b) Chasis cargado.
 - (c) Cinta métrica.
4. Procedimiento
 - (a) Posicionar la estrella debajo del colimador de forma tal que el haz central incida perpendicularmente en el plano de la estrella y pase por su centro. La distancia película estrella debe de ser aproximadamente igual a la mitad de la distancia foco película para tener una magnificación aproximada de 2.
 - (b) Blindar la mitad de la película con la placa de plomo para poder utilizar la misma película para evaluar el foco fino y grueso.

- (c) Ajustar el colimador de forma que el patron de estrella quede totalmente dentro del campo.
- (d) Seleccionar el foco fino y un valor de tensión entre los más utilizados de manera rutinaria, se sugiere emplear 75 kVp una corriente igual a la mitad del del valor máximo cerca de 10 mAs para obtener una densidad óptica próxima a 1, en la región correspondiente a los espacios de la estrella. Registrar los datos; identificar el foco en la película con los marcadores de plomo.
- (e) Realizar la exposición.
- (f) Repetir el procedimiento para el foco grueso utilizando la parte no expuesta de la película y blindando la parte previamnte irradiada.
- (g) Procesar la película e identificarla con los datos de la institución, equipo, y fecha.

5. Cálculos

- (a) Observar la película desde afuera hacia adentro y medir la mayor distancia o diámetro (d) entre los puntos donde la imágen del patron de estrella se hace borrosa, en los ejes paralelo y perpendicular al eje ánodo cátodo;
- (b) Determinar el factor de magnificación (M):

$$M = \frac{D_{fp}}{D_{fe}}$$

Donde D_{fp} es la distancia del punto focal a la superficie de la película y D_{fe} es la distancia del punto focal a la superficie del patrón de estrella .

- (c) Calcular el tamaño del punto focal en las direcciones perpendicular y paralela del eje ánodo cátodo usando la ecuación:

$$f = \left(\frac{\theta\pi}{180}\right)\left(\frac{d}{M-1}\right)$$

donde: θ corresponde al ángulo del patrón estrella utilizado;

(d) Anotar los valores correspondientes.

6. Tabla de Resultados

Resultados		
Valor	Fino	Grueso
Nominal		
Medido		

7. Tolerancia.-Comparar los valores obtenidos con la tabla que se muestra a continuación

5.3.5. Colimación

1. Objetivo.- Evaluar el sistema de colimación del equipo [25].

2. Frecuencia .-Anual, inicial o posterior a cambios.

3. Instrumentación

(a) Cinta métrica.

(b) Película radiográfica.

4. Procedimiento

(a) Registrar la distancia foco piel.

(b) Colocar la película radiográfica en contacto con el localizador.

(c) Señalizar el borde del localizador sobre la película.

(d) Seleccionar un tiempo de exposición.

(e) Exponer y luego procesar la película.

(f) Medir el tamaño de la zona irradiada.

Referencias		
Valor Nominal (mm)	Ancho Tolerado (mm)	Largo Tolerado (mm)
0.10	0.15	0.15
0.15	0.23	0.23
0.20	0.30	0.30
0.30	0.45	0.65
0.40	0.60	0.85
0.50	0.75	1.10
0.60	0.90	1.30
0.70	1.10	1.50
0.80	1.20	1.60
0.90	1.30	1.80
1.0	1.40	2.00
1.1	1.50	2.20
1.2	1.70	2.40
1.3	1.80	2.60
1.4	1.90	2.80
1.5	2.00	3.00
1.6	2.10	3.10
1.7	2.20	3.20
1.8	2.30	3.30
1.9	2.40	3.50
2.0	2.60	3.70
2.2	2.90	4.00
2.4	3.10	4.40
2.6	3.40	4.80
2.8	3.60	5.20
3.0	3.90	5.60

(g) Evaluar la posición del centro del campo de radiación con los bordes del localizador.

5. Cálculos.-Medida directa de los indicadores.

6. Tolerancia

(a) Distancia foco piel:

- ≥ 20 cm para tensiones de tubo superiores a 60 kVp.
- ≥ 18 cm para tensiones de tubo iguales o inferiores a 60 kVp.

(b) Diámetro del campo: ≤ 6 cm y no inferior a 4 cm.

7. Tabla de Resultados

Resultados		
Diámetro Obtenido (cms)	Aceptable	No Aceptable
Distancia Obtenida (cms)	Aceptable	No Aceptable

8. Registrar aprobación o desaprobación, en este último caso se debe contactar al servicio de mantenimiento.

5.3.6. Capa Hemirreductora

1. Objetivo.-Verificar que la filtración del haz sea adecuada para minimizar la dosis al paciente de manera que éste no reciba debido a radiación de bajas energías, una dosis elevada en la piel que es innecesaria por no contribuir a la formación de la imagen [15], [25], [26], [27].

2. Frecuencia.- Inicial, anual y posterior a cambios en los filtros.

3. Instrumentación

- (a) Detector de estado sólido.
- (b) Electrómetro.
- (c) Conjunto de filtros de Aluminio adecuados con un (≥ 99 %) de pureza.
- (d) Soporte para colocar las láminas respectivas.
- (e) Cinta métrica.

4. Procedimiento

- (a) Fijar un tiempo de exposición más utilizado, un voltaje y una corriente.
- (b) Colocar el soporte inicialmente sin láminas.
- (c) Colocar el cono del equipo lo más cerca del soporte de las láminas.
- (d) Medir inicialmente sin el respectivo filtro.
- (e) Realizar la exposición y medir la radiación de salida a una distancia fija del punto focal.
- (f) Colocar un filtro de 1,0 mm Al, realizar la exposición y medir. Se sugiere que para equipos con tensión mayor a 70 KVp se utilice 2,5 mm de Al adecuados a la salida del localizador.
- (g) Realizamos la exposición y medimos nuevamente la radiación de salida a una distancia fija del punto focal.

5. Cálculos

- (a) Se busca la razón de la transmisión que viene dada por la lectura con filtro (l) y la sin filtro (l_0).
- (b) Para encontrar el valor del item anterior se utiliza la siguiente ecuación:

$$HVL = -\frac{F \ln(2)}{\ln(\frac{l}{l_0})}$$

donde F es el valor del filtro utilizado (*mm Al*).

6. Tabla de resultados

Espesores Hemireductores	
KVp	HVL (<i>mm Al</i>)

7. Tolerancia.- Debemos de comparar los valores hallados con los de la siguiente tabla:

Referencia	
KVp	HVL (<i>mmAl</i>)
30	0.3
40	0.4
49	0.5
50	1.2
51	1.2
60	1.3
70	1.5
71	2.1
80	2.3
90	2.5

8. Registrar aprobación ó desaprobación.

5.3.7. Exactitud del Voltaje de tubo

1. Objetivo.- Asegurar que el voltaje del tubo indicado en las especificaciones del equipo sea representativo del voltaje medido. Para los voltajes más utilizados se

realizan las respectivas mediciones. Un voltaje muy bajo incrementará la dosis en el paciente y uno muy alto dará como resultado una calidad muy baja de la imagen [15], [24], [25], [26], [27].

2. Frecuencia.-Anual, inicial o posterior a cambios.
3. Instrumentación.-Utilizaremos un medidor de kV.
4. Procedimiento:
 - (a) Colocar el detector conectado al electrómetro respectivo al extremo final del cono.
 - (b) Seleccionar un tiempo de exposición y un mA en el equipo.
 - (c) Precisar un voltaje.
 - (d) Efectuar la exposición.
 - (e) Medir el voltaje de tubo para los otros valores de kVp que el aparato es capaz de generar.
 - (f) Efectuar la medición al menos tres veces.
5. Cálculos
 - (a) Exactitud.-Se determinará la exactitud, a partir de la desviación máxima utilizando la siguiente ecuación:

$$Desvio\ Máximo\ (\%) = 100 \left[\frac{kV_{ind} - kV_{med}}{kV_{ind}} \right]$$

donde: kV_{ind} es el valor seleccionado y kV_{med} es el valor medido más discrepante.

- (b) Repetibilidad.- Dentro de los valores medidos para un mismo kV, se deben tomar los dos más discrepantes luego calcular:

$$Desvio\ Máximo\ (\%) = 100 \left[\frac{kV_1 - kV_2}{\left(\frac{kV_1 + kV_2}{2}\right)} \right]$$

donde: kV_1 es el mayor valor seleccionado y kV_2 es el menor valor medido más discrepante.

6. Tabla de resultados

Tabla de Resultados			
Voltaje Nominal (<i>ms</i>)	Voltaje Medido (<i>ms</i>)	Exactitud (%)	Reproducibilidad (%)
49			
50			
51			
60			
70			
71			
80			

7. Tolerancia.- $\leq 10\%$ para ambas pruebas

5.3.8. Reproducibilidad y Exactitud del Tiempo de Exposición

1. Objetivo.-Evaluar la exactitud del indicador de tiempo de exposición [24], [25].
2. Frecuencia.- Anual, inicial o posterior a cambios.
3. Instrumentación.- Se utiliza un medidor de tiempo de exposición. ¹
4. Procedimiento
 - (a) Definir tres valores de tiempo de exposición comunmente utilizados.
 - (b) Selecccionar un tiempo de exposición.

¹El kVpímetro posee una función para medir el tiempo

- (c) Efectuar la exposición, anotar los valores obtenidos.
- (d) Repetir la medición tres veces más para el valor seleccionado.
- (e) Luego repetir lo anterior con los otros valores de tiempo seleccionados.

5. Cálculos

- (a) Exactitud.-Se determinará la exactitud, a partir de la desviación máxima utilizando la siguiente ecuación:

$$Desvio\ Máximo\ (\%) = 100 \left[\frac{T_{ind} - T_{med}}{T_{ind}} \right] \tag{5.1}$$

donde: T_{ind} es el valor nominal y T_{med} es el valor medido más discrepante.

- (b) Repetibilidad y Reproducibilidad.- Para cada valor de tiempo seleccionado se deben tomar los valores más discrepantes (L_{mayor}, L_{menor}) utilizando la siguiente ecuación:

$$Repetibilidad\ (\%) = 100 \left[\frac{L_{mayor} - L_{menor}}{\left(\frac{L_{mayor} + L_{menor}}{2} \right)} \right]$$

- 6. Tolerancia.- Se debe tener en cuenta el tipo de equipo con el que se está trabajando; de acuerdo con lo antes expuesto se tiene:

- (a) $\leq 10\%$ para unidades intraorales
- (b) $\leq 10\%$ para otras pruebas.

7. Tabla de resultados

Resultados			
Tiempo Nominal (s)	Tiempo Medido (s)	Exactitud (%)	Repetibilidad (%)

5.3.9. Dosis de entrada en piel

1. Objetivo.- Estimar la dosis de entrada en la piel en los exámenes más frecuentes, las mediciones se realizaran en aire, [24], [25], [28].
2. Frecuencia.- Anual.
3. Instrumentación
 - (a) Cámara de ionización tipo lápiz calibrada para mediciones de kerma en aire.
 - (b) Electrómetro.
 - (c) Fantoma dental
4. Procedimiento
 - (a) Colocar la cámara de ionización en la posición a la piel del paciente.
 - (b) Reproducir las condiciones del paciente.
 - (c) Realizar la exposición.
 - (d) Registrar los valores obtenidos.
5. Cálculos
 - (a) Cámara de ionización
 - El valor de la dosis en la superficie de piel viene dado por:

$$D_s = K_{aire} \times K_{tp} \times F_q \times BSF$$

Donde K_{aire} es el valor de kerma en aire; K_{tp} es la corrección por temperatura y presión; F_q es la corrección por la calidad de la radiación; BSF es el factor de retrodispersión en el agua ó tejido para la geometría y calidad de la radiación correspondiente, podemos tomar como valor de referencia $BSF = 1,2$.

Para hallar el valor de K_{tp} se utiliza la ecuación presentada a continuación

$$K_{tp} = \left[\frac{P_0}{P} \times \frac{(273,15 + T)}{(273 + T_0)} \right]$$

Donde P_0 y T_0 son la presión y temperatura de referencia a la que fué calibrada la cámara en el Laboratorio de Calibración Secundario; P y T, la presión y temperatura en condiciones normales de medición del kerma en aire.

6. Tolerancia.- De acuerdo con el TRS 474 es de 7 mGy, mientras que el protocolo español señala un valor de 4 mGy.

7. Tabla de resultados

Capítulo 6

Resultados y discusiones

En el presente capítulo se presenta la parte experimental del presente T.E.G., realizada en las instalaciones de la Facultad de Odontología de la Universidad Central de Venezuela; a través de la coordinación de Cátedra de Radiología, la cual consta de una serie de pruebas iniciales tendientes a realizar un programa de control de calidad que permita verificar los parámetros de desempeño de los equipos y luego medir el *kerma en la superficie de la piel* del paciente de forma tal que permita entregar ciertos *valores diagnósticos de referencia*.

Los equipos medidos corresponden a la marca Gendex modelo 770 fabricados el año 2000, fueron un total de siete equipos, algunos de los cuales se encuentran en servicio y son básicamente utilizados por estudiantes de la mencionada facultad. Los parámetros que se miden en ausencia del paciente son el voltaje de tubo (kV), corriente de tubo (mA), exactitud y repetibilidad de la tensión de tubo, exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición, capa hemireductora.

El presente capítulo está integrado por un conjunto de resultados obtenidos, algunos de los cuales fueron de tipo cualitativo y otros encontrados a través múltiples mediciones; a partir de las cuales se calcularon valores entregados para el presente trabajo.

6.1. Evaluación general de las condiciones de la sala

En esta revisión previa de las instalaciones donde se realizan las respectivas pruebas se busca que se brinden las condiciones mínimas necesarias para la realización de las pruebas, en las que se le garantice a los pacientes una calidad de servicio.

6.1.1. Condiciones de la sala

Condiciones de la Sala		
Evaluación	SI	NO
Existe un solo equipo de Rayos X Dental en la sala		X
El área es lo suficientemente espaciada	X	
Tiene baño dentro o cerca de la sala		X
Existen accesorios distintos al equipo necesarios para la prueba		X
Existe la barrera de protección para el operador	X	
La puerta de entrada esta ubicada en la barrera primaria	X	
El área, equipo y accesorios se encuentran exentos de daño, polvo y sucio		X
El operador visualiza adecuadamente al paciente	X	
La sala tiene ductos de entrada y salida de aire	X	
Los ductos de ventilacion funcionan correctamente	X	
Los ductos de aire estan libres de polvo		X
La temperatura de la sala se mantiene en rango constante	X	
CONCLUSIONES:		

6.1.2. Inspección Mecánica del equipo

Inspección Mecánica		
Evaluación	SI	NO
El equipo presenta estabilidad	X	
Los movimientos del cabezal son suaves y continuos	X	
La distancia foco piel coinciden	X	
El boton de control del equipo funciona bien	X	
CONCLUSIONES:		

6.1.3. Supervisión Eléctrica del equipo

Inspección Eléctrica		
Evaluación	SI	NO
Existe algún problema eléctrico		X
El cableado se encuentra en buen estado	X	
CONCLUSIONES:		

6.1.4. Seguridad de la instalación

Seguridad de la Instalación		
Evaluación	SI	NO
Puerta de acceso restringida	X	
La puerta de acceso directa a la sala posee blindaje		X
La puerta de acceso esta señalizada adecuadamente		X
Los elementos de protección se encuentran en buen estado	X	
Existen extintores de incendio y están ubicados adecuadamente		X
El personal cuenta con dosímetros personales		X
CONCLUSIONES:		

6.2. Pruebas Realizadas

6.2.1. Dosis Equivalente

En ésta prueba se utilizó la cámara de ionización de 1800 (cm)³, Radcal modelo 10X5 – 1800, conectada al respectivo electrómetro de la misma marca. El maniquí utilizado en tomografía se ubicó en la posición correspondiente a la cabeza del paciente, luego se colocó la cámara en tres puntos distintos de la sala: dentro de la sala, se le denominó *Punto I* ó *Zona I*, detrás del paraban *Punto II* ó *Zona II* y en la frontera que divide la sala de la próxima siguiente *Punto III* ó *Zona III*, tal como se puede apreciar en las figuras: 6.3 y 6.4.

Se realizó un croquis del servicio donde se muestran las distintas salas, las cuales presentan unas dimensiones de 1,45 metros de largo y 1,5 metros de ancho, que albergan los equipos generadores de radiaciones ionizantes y se indican los respectivos puntos de evaluación tal como se puede ver en la figura 6.1. La distancia tomada como referencia dentro de la sala es de 65 cm entre el centro de la cámara y el borde del maniquí, para los otros dos puntos la distancia al centro de la cámara es de 115 cm. La técnica empleada es 70 kVp, 7 mA; ya que estos equipos no permiten realizar ajustes a los parámetros mencionados anteriormente. Se seleccionó el tiempo máximo que se permite que de acuerdo con las especificaciones del fabricante es de 1,65 segundos tal como se muestra en la figura 6.2.

Las lecturas obtenidas se presentan en la tabla 6.1 para cada uno de los ambientes previamente descritos, es pertinente recordar que se deben realizar las respectivas correcciones por presión y temperatura cuyos datos son presentados en la tabla 6.2 donde P_{ref} (hPa) y T_{ref} (°C) hacen referencia a la presión y temperatura de referencia, ambas lecturas tomadas acompañadas de sus respectivas unidades, hectopascales y grados centígrados, que se tomaron cuando se efectuó la respectiva calibración en Alemania mientras que los valores de P_{fin} (hPa), T_{fin} (°C) representan las condiciones

ambientales de presión y temperatura el día que se efectuó el estudio; K_{pt} representa el valor ya calculado de la corrección por presión y temperatura.

6.2.1.1. Discusión y Análisis de Resultados

A través de ésta prueba se busca obtener valores de niveles de exposición tanto del personal como público en las áreas respectivas del servicio.

De acuerdo con la data adquirida se puede ver en la tabla 6.3 que las zonas señaladas como II y III correspondientes al servicio no presentan problema alguno con los límites establecidos para las áreas controladas que de acuerdo con la normativa nacional es de $\frac{5 mSv}{año}$ ya que en estas zonas se encuentran protegidas por los parabanes y por las respectivas divisiones las cuales poseen un determinado espesor de plomo en sus estructuras. Sin embargo en la zona I los valores son altos comparados con los de las zona II y zona III ya que esa área corresponde a la que más próxima al paciente se encuentra de manera que no es recomendable que en alguna práctica se encuentre una persona como acompañante ya que ésta recibirá radiación en forma innecesaria.

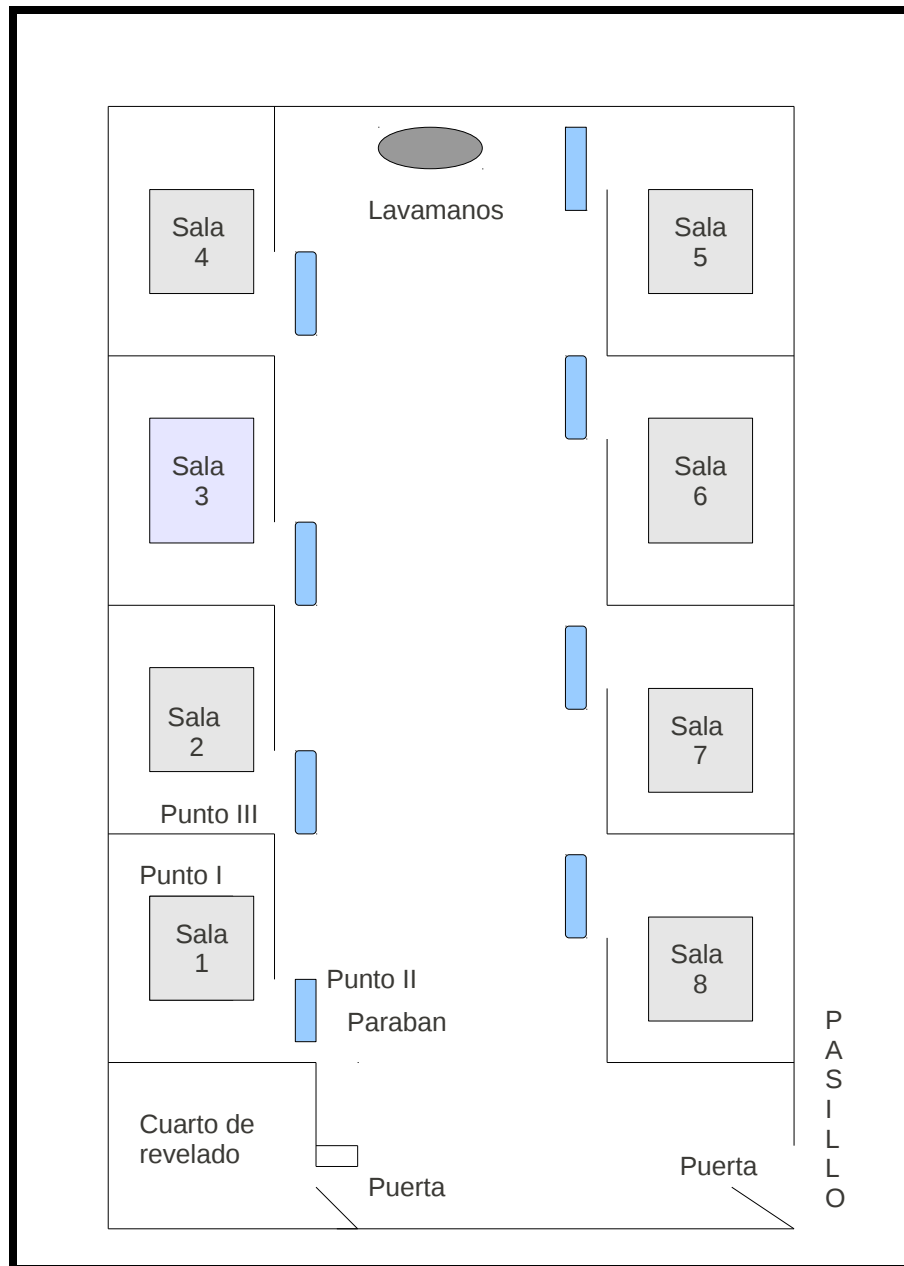


Figura 6.1: Croquis de la instalación donde se realizó el estudio.

Equipo	Lecturas	Zona I			Zona II			Zona III		
		L_1 (μR)	L_2 (μR)	\bar{L} (μR)	L_1 (μR)	L_2 (μR)	\bar{L} (μR)	L_1 (μR)	L_2 (μR)	\bar{L} (μR)
1	$95,3 \pm 5,7$	$97,8 \pm 5,9$	$96,55 \pm 5,8$	$1,0 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$1,9 \pm 0,1$	$1,9 \pm 0,1$	$1,9 \pm 0,1$	
2	$82,9 \pm 5,0$	$81,4 \pm 4,9$	$82,2 \pm 4,9$	$1,0 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$1,9 \pm 0,1$	$1,9 \pm 0,1$	$1,9 \pm 0,1$	
3	$248,8 \pm 14,9$	$251,1 \pm 15,1$	$249,9 \pm 15,0$	$0,8 \pm 0,1$	$0,8 \pm 0,1$	$0,8 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,1$	
4	$122,8 \pm 7,4$	$120,2 \pm 7,2$	$121,5 \pm 7,3$	$1,0 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$14,7 \pm 0,9$	$15,9 \pm 1,0$	$15,3 \pm 0,9$	
5	$216,5 \pm 13,0$	$220,0 \pm 13,2$	$218,3 \pm 13,1$	$1,2 \pm 0,1$	$1,2 \pm 0,1$	$1,2 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,1$	$1,4 \pm 0,1$	
7	$315,2 \pm 19,0$	$311,2 \pm 18,7$	$313,2 \pm 18,8$	$1,3 \pm 0,1$	$2,6 \pm 0,1$	$2,0 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$1,1 \pm 0,1$	$1,1 \pm 0,1$	
8	$115,1 \pm 6,9$	$116,0 \pm 7,0$	$115,6 \pm 6,9$	$0,8 \pm 0,1$	$0,9 \pm 0,1$	$0,9 \pm 0,1$	$0,8 \pm 0,1$	$0,7 \pm 0,1$	$0,8 \pm 0,1$	

Tabla 6.1: Tabla con valores obtenidos para las mediciones correspondientes en los distintos puntos establecidos.

Equipos	Valores encontrados	P_{ref} (hPa)	P_{fin} (hPa)	T_{ref} (°C)	T_{fin} (°C)	K_{pt}
1		1012,5	921	20	20,3	1,0990
2		1012,5	921	20	20,1	1,0990
3		1012,5	921	20	20,6	1,1012
4		1012,5	921	20	20,1	1,0995
5		1012,5	920	20	21,5	1,1028
7		1012,5	921	20	20,6	1,1012
8		1012,5	921	20	20,1	1,0995

Tabla 6.2: Tabla con valores obtenidos para la corrección por presión y temperatura de la cámara de ionización.

Dosis Equivalente				
Equipos	Lecturas	Zona I ($\frac{mSv}{año}$)	Zona II ($\frac{mSv}{año}$)	Zona III ($\frac{mSv}{año}$)
1		$1,00 (E)^{-2} \pm 5 (E)^{-4}$	$7,23 (E)^{-5} \pm 4 (E)^{-6}$	$1,38 (E)^{-4} \pm 7 (E)^{-6}$
2		$5,91 (E)^{-3} \pm 3 (E)^{-4}$	$4,68 (E)^{-5} \pm 2 (E)^{-6}$	$1,65 (E)^{-4} \pm 8 (E)^{-6}$
3		$1,80 (E)^{-2} \pm 9 (E)^{-4}$	$5,76 (E)^{-5} \pm 3 (E)^{-6}$	$1,01 (E)^{-4} \pm 5 (E)^{-6}$
4		$8,75 (E)^{-3} \pm 5 (E)^{-4}$	$7,20 (E)^{-5} \pm 4 (E)^{-6}$	$1,00 (E)^{-3} \pm 5 (E)^{-5}$
5		$2,00 (E)^{-2} \pm 4 (E)^{-4}$	$8,64 (E)^{-5} \pm 4 (E)^{-6}$	$1,01 (E)^{-4} \pm 5 (E)^{-6}$
7		$2,30 (E)^{-2} \pm 1 (E)^{-3}$	$1,40 (E)^{-4} \pm 7 (E)^{-6}$	$7,56 (E)^{-5} \pm 4 (E)^{-6}$
8		$8,30 (E)^{-3} \pm 4 (E)^{-4}$	$6,12 (E)^{-5} \pm 3 (E)^{-6}$	$5,40 (E)^{-5} \pm 3 (E)^{-6}$

Tabla 6.3: Tabla con valores obtenidos para la dosis ambiental en cada uno de los puntos establecidos.

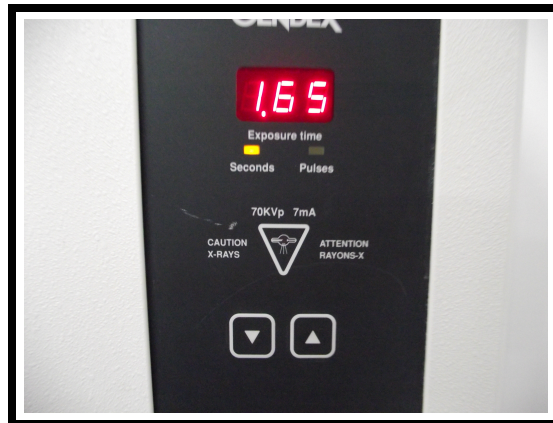


Figura 6.2: Parámetros esenciales utilizados para la prueba.

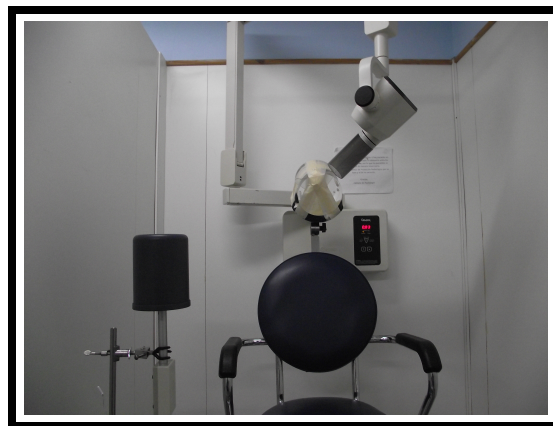


Figura 6.3: Montaje experimental utilizado.



Figura 6.4: Distintas ubicaciones utilizadas en la evaluación de ambientes.

6.2.2. Radiación de Fuga

Para la data tomada en la presente prueba se utilizó el montaje experimental de la subsección previa y se midió en forma análoga. Los valores se muestran en la tabla 6.5 a partir de los cuales se realizó el respectivo cálculo obteniéndose los valores que se presentan en la tabla 6.4.

Radiación de Fuga			
Equipo \ Lecturas	Zona I ($\frac{mGy}{h}$)	Zona II ($\frac{mGy}{h}$)	Zona III ($\frac{mGy}{h}$)
1	5,0 (E) ⁻¹	0,9 (E) ⁻³	0,9 (E) ⁻³
2	4,3 (E) ⁻¹	0,9 (E) ⁻³	1,8 (E) ⁻³
3	18,0 (E) ⁻¹	4,5 (E) ⁻³	17,1 (E) ⁻³
4	8,1 (E) ⁻¹	8,1 (E) ⁻³	16,2 (E) ⁻³
5	14,2 (E) ⁻¹	17,1 (E) ⁻³	0,9 (E) ⁻³
7	20,7 (E) ⁻¹	0,9 (E) ⁻³	10,8 (E) ⁻³
8	7,7 (E) ⁻¹	0,9 (E) ⁻³	9,0 (E) ⁻³

Tabla 6.4: Tabla con valores obtenidos para la radiación de fuga.

6.2.2.1. Discusión y Análisis de Resultados

De acuerdo con los valores obtenidos las Zonas II y III no se presentan problemas con esta prueba ya que los valores fueron bastante bajos; además se debe señalar que el estudio de ambas zonas se realizó solo a manera de comprobar que el valor de mayor relevancia se encontraría en la zona I, hecho que se comprobó con las respectivas medidas. Los valores en la zona I se encuentran fuera de los límites establecidos por la normativa nacional que es de $\left(\frac{0,25 mGy}{h}\right)$ a un metro de distancia; los errores

Equipo	Lecturas	Zona I			Zona II			Zona III		
		$L_1 (\frac{mR}{h})$	$L_2 (\frac{mR}{h})$	$\bar{L} (\mu R)$	$L_1 (\frac{mR}{h})$	$L_2 (\frac{mR}{h})$	$\bar{L} (\frac{mR}{h})$	$L_1 (\frac{mR}{h})$	$L_2 (\frac{mR}{h})$	$\bar{L} (\frac{mR}{h})$
1	144,0 ± 14,0	145,0 ± 14,5	144,5 ± 14,5	2,4 ± 0,2	2,4 ± 0,2	2,4 ± 0,2	0,8 ± 0,1	0,7 ± 0,1	0,8 ± 0,1	
2	117,0 ± 11,8	112,5 ± 11,3	114,8 ± 11,5	0,5 ± 0,1	1,2 ± 0,1	0,9 ± 0,1	4,5 ± 0,5	4,5 ± 0,5	4,5 ± 0,5	
3	482,0 ± 48,2	492,0 ± 49,2	487,0 ± 48,7	0,8 ± 0,1	0,8 ± 0,1	0,8 ± 0,1	3,2 ± 0,3	3,0 ± 0,3	3,1 ± 0,3	
4	216,8 ± 2,7	209,6 ± 20,1	213,2 ± 21,3	1,6 ± 0,2	1,1 ± 0,1	1,4 ± 0,1	26,8 ± 2,7	29,5 ± 3,0	28,2 ± 2,8	
5	370,0 ± 3,7	377,0 ± 37,7	373,5 ± 37,4	2,9 ± 0,3	2,8 ± 0,3	2,9 ± 0,3	0,2 ± 0,1	0,2 ± 0,1	0,2 ± 0,1	
7	544,0 ± 54,4	547,0 ± 54,7	544,5 ± 54,4	1,3 ± 0,1	1,6 ± 0,2	1,5 ± 0,2	2,5 ± 0,3	1,1 ± 0,1	1,8 ± 0,2	
8	204,0 ± 20,4	204,0 ± 20,4	204,0 ± 20,4	1,3 ± 0,1	1,6 ± 0,2	1,5 ± 0,2	1,6 ± 0,2	1,4 ± 0,1	1,5 ± 0,2	

Tabla 6.5: Tabla con valores obtenidos para la prueba de radiación de fuga.

asociados a estas lecturas corresponden a un 5% del valor entregado, esto nos indica que existe un tipo de radiación que se escapa de la carcasa del equipo que contribuye con una exposición innecesaria al paciente.

6.2.3. Exactitud del Voltaje de Tubo

Tiempo 0,60 seg	L_1 (kV)	L_2 (kV)	L_3 (kV)	\bar{L}	$\sigma_{\bar{x}}$	Exac (%)	Reprod (%)
Equipo 1	$79,8 \pm 0,8$	$79,0 \pm 0,8$	$77,6 \pm 0,8$	$78,8 \pm 0,8$	1,4	14,0	2,8
Equipo 2	$80,4 \pm 0,8$	$80,7 \pm 0,8$	$78,7 \pm 0,8$	$79,9 \pm 0,8$	0,9	15,3	2,5
Equipo 3	$82,2 \pm 0,8$	$79,7 \pm 0,8$	$80,0 \pm 0,8$	$80,6 \pm 0,8$	1,1	17,4	3,1
Equipo 4	$79,8 \pm 0,8$	$79,4 \pm 0,8$	$75,3 \pm 0,8$	$78,2 \pm 0,8$	2,0	14,0	5,8
Equipo 5	$79,2 \pm 0,8$	$79,5 \pm 0,8$	$79,3 \pm 0,8$	$79,3 \pm 0,8$	0,1	13,6	0,4
Equipo 7	$81,0 \pm 0,8$	$80,2 \pm 0,8$	$80,0 \pm 0,8$	$80,4 \pm 0,8$	0,4	15,8	1,2
Equipo 8	$79,2 \pm 0,8$	$78,8 \pm 0,8$	$79,8 \pm 0,8$	$79,2 \pm 0,8$	0,4	14,0	1,3

Tabla 6.6: Tabla con valores obtenidos para el voltaje.

Esta prueba se realizó utilizando un medidor de kVp PTW modelo *T 43014* conectado a un electrómetro PTW Diados E *T 11035*. El medidor de kVp es colocado a 7 cm del borde del cono, se debe seleccionar la opción de medición tipo dental; luego se irradió por un periodo de 0,60 seg. Solo se pudo medir el valor nominal para un kVp de 70, ya que es la única posibilidad que nos permite el equipo. Se coloca como error intrínseco el 1% que aparece en el manual tal como se puede apreciar en la tabla 6.6.

6.2.3.1. Discusión y Análisis de Resultados

De acuerdo con el valor de kVp establecido por el fabricante, todos los equipos medidos presentan problemas ya que los valores obtenidos en las mediciones oscilan entre 78,2 kVp para el menor valor y 80,6 kVp para el mayor valor tal como se puede ver en la figura 6.5 valor que está muy por encima del valor nominal, de acuerdo con el protocolo presentado la exactitud se encuentra fuera de tolerancia, ya que los máximos valores permitidos que se pueden obtener son de 10% con respecto al valor nominal.

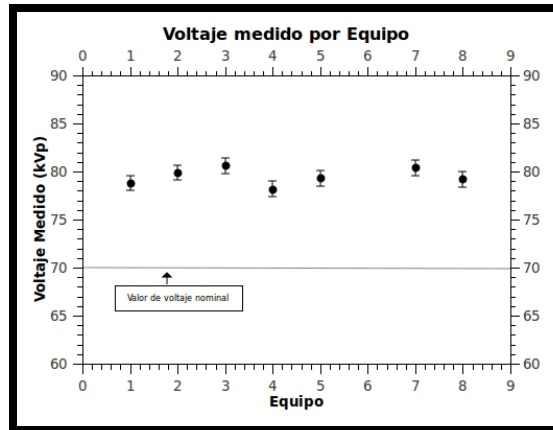


Figura 6.5: kVp medido vs kVp nominal.

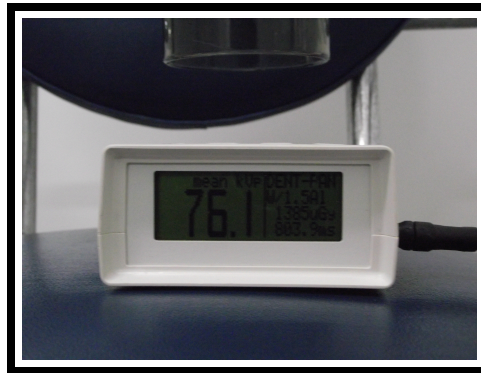


Figura 6.6: Valor obtenido en medición de kVp.

En cuanto a los valores de reproducibilidad podemos resaltar que están dentro de la tolerancia permitida. Es preciso resaltar que la tensión que se aplica en este caso va a fijar la energía máxima de los fotones por lo tanto habrá una mayor penetración del haz; en nuestro caso esto se reflejará en las dosis obtenidas; las cuales deben ser altas comparadas con valores referenciales tomados de equipos con un buen desempeño a nivel de kVp. La precisión del kV en nuestro caso nos muestra que los equipos no están bien calibrados con respecto al voltaje nominal.



Figura 6.7: Montaje experimental para medición de voltaje de tubo.

6.2.4. Exactitud y Reproducibilidad del tiempo de exposición

Esta prueba se realiza utilizando un medidor de kVp PTW modelo *T* 43014 conectado a un electrómetro PTW Diados E *T* 11035. El medidor de kVp posee una función que permite determinar el valor del tiempo de exposición va es colocado a 5 cm del extremo inferior del cono, se debe seleccionar la opción de medición tipo dental; luego se irradió por un periodo de 0,60 seg. Inicialmente se utilizó un tiempo de 0,60 segundos; luego se tomaron valores que van desde el mínimo valor del tiempo hasta el máximo valor pasando por valores intermedios.

T=0,60 seg	L_1 (seg)	L_2 (seg)	L_3 (seg)	\bar{L} (seg)	Exac (%)	Repro (%)
Equipo 1	0,85	0,85	0,85	0,85	42	0
Equipo 2	0,86	0,85	0,83	0,85	42	3,6
Equipo 3	0,85	0,85	0,85	0,85	42	0
Equipo 4	0,80	0,80	0,80	0,80	33	0
Equipo 5	0,83	0,85	0,85	0,84	40	2,4
Equipo 7	0,83	0,85	0,85	0,84	40	2,4
Equipo 8	0,83	0,83	0,85	0,84	40	2,4

Tabla 6.7: Tabla con valores obtenidos para la exactitud y reproducibilidad del tiempo.

	L(seg)	L (seg)	L (seg)	L (seg)
T Nominal	0,30	0,41	1,03	1,65
Equipo 1	0,55	0,67	1,29	1,90
Equipo 2	0,54	0,65	1,27	1,89
Equipo 3	0,55	0,67	1,29	1,91
Equipo 4	0,50	0,62	1,23	1,85
Equipo 5	0,55	0,67	1,29	1,91
Equipo 7	0,54	0,65	1,20	1,91
Equipo 8	0,54	0,65	1,27	1,90

Tabla 6.8: Tabla con valores obtenidos para la reproducibilidad del tiempo.

	Exac (%)	Exac (%)	Exac (%)	Exac (%)
T Nominal	0,30	0,41	1,03	1,65
Equipo 1	83	63	25	15
Equipo 2	80	58	23	15
Equipo 3	83	63	25	16
Equipo 4	66	51	19	12
Equipo 5	83	63	25	16
Equipo 7	80	58	17	16
Equipo 8	80	58	23	15

Tabla 6.9: Tabla con valores obtenidos para la exactitud de diversos tiempos dentro del rango permitido de valores.

6.2.4.1. Discusión y Análisis de Resultados

Todos los equipos medidos corresponden al mismo modelo y año de fabricación por lo tanto sus características deben ser muy similares. Para los cálculos respectivos se tomó el valor de 0,6 segundos como valor aleatorio dentro del rango permitido por el equipo que va desde un valor mínimo de 0,3 seg hasta un valor máximo de 1,65 seg, para ver cómo fluctúan los valores de exactitud y reproducibilidad del tiempo.

De acuerdo con los datos obtenidos y los cálculos realizados se puede corroborar que la exactitud se encuentra alejada de la tolerancia establecida dentro del protocolo que es de un 10 %, en el caso de la reproducibilidad los valores se encuentran dentro de la tolerancia para ambos casos tal como se puede ver en la tabla 6.7,

Ahora de la siguiente tabla 6.9 se puede ver que a medida que aumenta el tiempo dentro del rango permitido el porcentaje de exactitud con respecto al valor medido se acerca más a los valores esperados. La disparidad existente entre en el tiempo marcado por el crónometro del instrumento y el medido deben ser solventadas a la brevedad posible ya que este parámetro es de vital importancia debido a que expresa el tiempo de emisión del haz de radiación; a mayor tiempo mayor exposición. Ahora cuando se aplica el producto del tiempo de exposición por la corriente de tubo mAs, tenemos la carga neta la cual será proporcional al número de electrones que efectivamente chocarán contra el blanco del ánodo, quienes seran los responsables del número de fotones producidos y por tanto de la intensidad del haz.

6.2.5. Capa Hemirreductora

En ésta prueba se utilizó un detector de estado sólido PTW modelo *T* 6000 – 42667, un conjunto de láminas de Aluminio con de 99,9 (%) pureza, un electrómetro PTW Diados E modelo *T* 11035 y una base portaláminas. La metodología utilizada en las mediciones corresponde al protocolo presentado en el capítulo 5.

En el montaje experimental se colocó el soporte especialmente construido para sostener las láminas debajo del cual se ubicó el detector de estado sólido, respectivamente nivelado a una distancia de 15 cm medidos con respecto al portaláminas, conectado a un electrómetro PTW, él cual permite efectuar las lecturas correspondientes en modo de carga. Se ubicó el cono del equipo respectivo direccionandolo en forma perpendicular al portaláminas a una distancia de 10 cm medidos desde el extremo inferior del cono a la base, buscando en todo momento la correcta focalización del haz incidente sobre el detector.

Se irradió el detector sin colocarle lámina alguna, se registró el valor correspondiente; luego se añadieron los filtros de Aluminio, incrementando paulatinamente el espesor del material atenuador en 1 mm respectivamente hasta llegar a los 4 mm, tal como se muestra en la figuras 6.8 y 6.9. Debido a que los equipos medidos no permiten realizar ajustes en la tensión y corriente, se utilizó un voltaje de 70 kVp, 7mA y el máximo tiempo permitido por los equipos 1,65 segundos. Las lecturas adquiridas se presentan en la tabla 6.10, luego se procesó la data obteniendose los respectivos resultados presentados en la discusión.



Figura 6.8: Montaje experimental para la medición de CHR sin lámina.

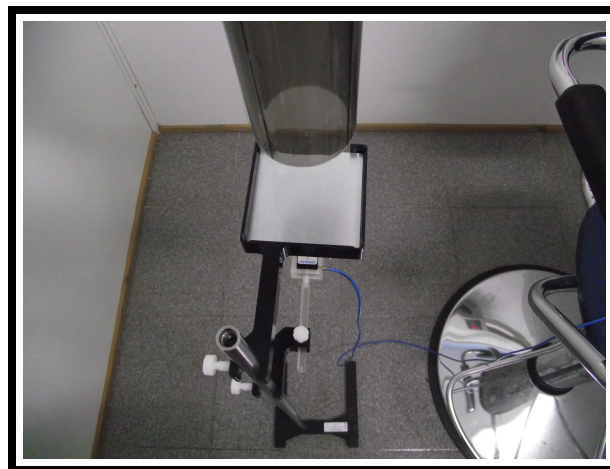


Figura 6.9: Montaje experimental para la medición de CHR con láminas.

6.2.5.1. Discusión y Análisis de Resultados

A partir de la data recolectada se realizaron diversas gráficas de Carga Vs. Espesor de láminas, de cada gráfica se puede obtener el valor respectivo de la capa hemirreductora

Espesor / Equipo	0 (mm Al)	1 (mm Al)	2 (mm Al)	2, 5 (mm Al)	3 (mm Al)	4 (mm Al)
	$L (nC)$	$L (nC)$	$L (nC)$	$L (nC)$	$L (nC)$	$L (nC)$
1	18,93 ± 0,91	13,82 ± 0,69	10,69 ± 0,53	9,65 ± 0,48	8,71 ± 0,43	6,91 ± 0,34
2	18,17 ± 0,90	13,44 ± 0,67	10,41 ± 0,52	9,25 ± 0,46	8,33 ± 0,42	6,72 ± 0,34
3	19,78 ± 0,99	13,57 ± 0,68	11,17 ± 0,56	10,03 ± 0,50	9,09 ± 0,45	7,38 ± 0,37
4	17,98 ± 0,90	13,06 ± 0,65	10,22 ± 0,51	9,18 ± 0,46	8,23 ± 0,41	6,62 ± 0,33
5	17,47 ± 0,87	12,81 ± 0,65	9,80 ± 0,49	8,69 ± 0,43	7,86 ± 0,39	6,33 ± 0,32
7	19,78 ± 0,99	14,67 ± 0,73	11,17 ± 0,56	9,94 ± 0,50	9,46 ± 0,47	7,38 ± 0,37
8	18,93 ± 0,95	13,82 ± 0,69	10,79 ± 0,54	9,56 ± 0,48	8,52 ± 0,43	6,91 ± 0,35

Tabla 6.10: Tabla con valores obtenidos para la prueba de CHR.

Equipo	Espe sor	1 (mm Al)	2 (mm Al)	2,5 (mm Al)	3 (mm Al)	4 (mm Al)
	1		2,2	2,4	2,5	2,7
2		2,2	2,4	2,6	2,7	2,8
3		2,3	2,6	2,6	2,7	2,8
4		2,2	2,4	2,6	2,7	2,8
5		2,2	2,4	2,5	2,6	2,7
7		2,3	2,4	2,5	2,8	2,8
8		2,2	2,5	2,5	2,6	2,7

Tabla 6.11: Tabla con resultados calculados para la prueba de CHR.

tomando como referencia el valor medido de la carga colectada sin lámina dividido entre 2; una forma alterna de corroborar lo anteriormente mencionado es utilizar la ecuación que menciona el protocolo para ésta prueba y luego promediar ese conjunto de valores obteniéndose igual resultado tal como se puede ver en la tabla 6.11. Los respectivos cálculos son presentados en el Apéndice A.

De las gráficas 6,11 a 6,14 presentadas se puede comprobar cómo a medida que se aumenta el espesor de las láminas las lecturas de carga disminuyen modelando un decaimiento de tipo exponencial de la intensidad del haz, lo cual significa que los filtros de Aluminio eliminan los fotones menos energéticos, dejando una pequeña cantidad de los más energéticos reduciendo el nivel de exposición a radiación secundaria; endureciendo así la calidad del haz.

Se debe señalar que de acuerdo con las pautas que presenta las Normas Covenin las especificaciones mínimas necesarias para un equipo odontológico con una energía de 70 kVp es que debe poseer una capa hemirreductora de 1,5 mm de Aluminio; de acuerdo con la Unión Europea este valor es 2,5 mm de Aluminio. Se puede decir que en esta prueba todos los equipos cumplen la normativa de acuerdo con los resultados obtenidos tal como se muestran en la tabla 6.11 y en las figuras 6.10, 6.11, 6.12 y 6.13; donde a

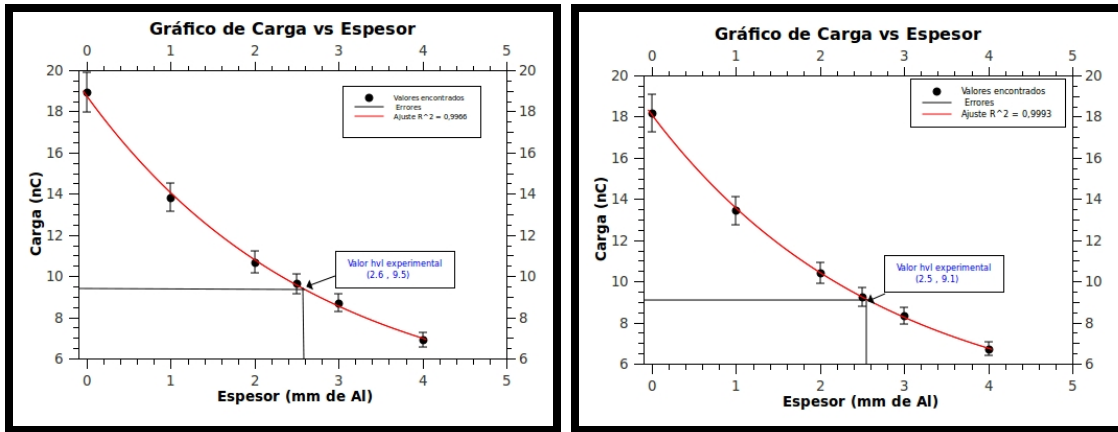


Figura 6.10: Gráficos de CHR obtenidos para equipo 1 (izquierda) y 2 (derecha).

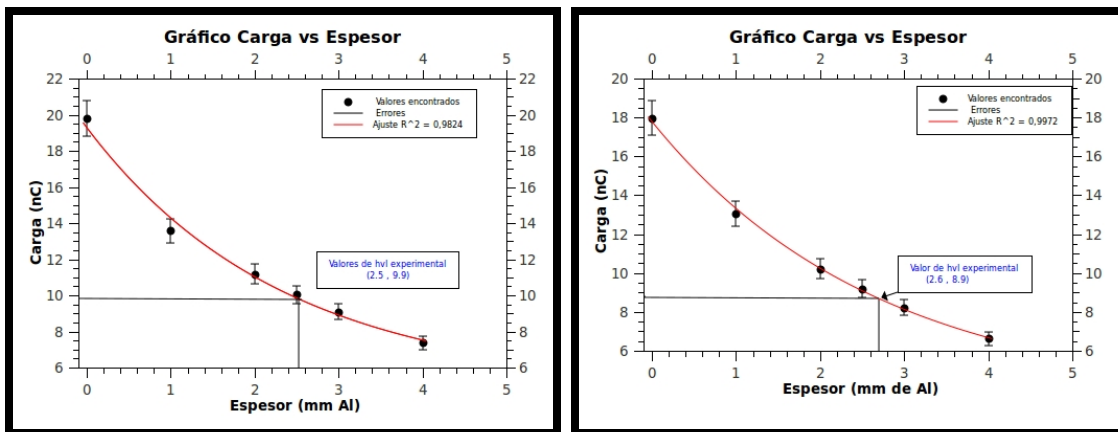


Figura 6.11: Gráficos de CHR obtenidos para equipo 3 (izquierda) y 4 (derecha).

partir de la gráfica se procedió a hallar el valor de CHR experimental el cual coincide con el valor encontrado mediante la ecuación respectiva.

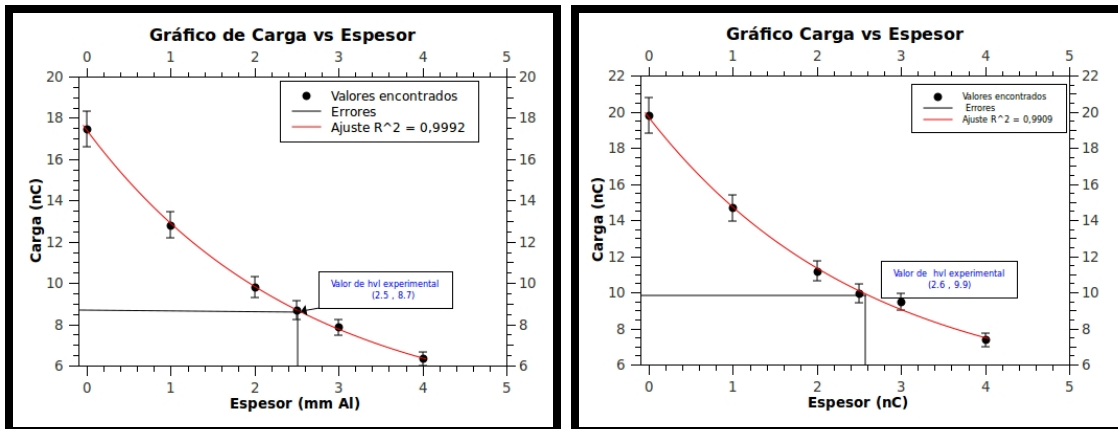


Figura 6.12: Gráficos de CHR obtenidos para equipo 5 (izquierda) y 7 (derecha).

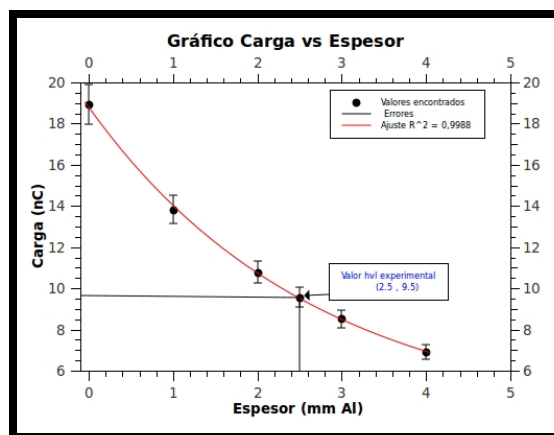


Figura 6.13: Gráfico de CHR obtenido para equipo 8.

6.2.6. Medición de Dosis en Piel

En ésta prueba se utilizó una cámara de ionización de tipo lápiz, fabricada por PTW modelo 30009 y un detector de estado sólido PTW modelo T 6000 – 42667 así como un maniquí de cabeza PTW modelo T 40027 fabricado con polimetilmetacrilato (PMMA). La metodología utilizada en las mediciones corresponde al Protocolo Internacional de Dosimetría para Radiología Diagnóstica (TRS-457) [18].

El montaje experimental se muestra en la figura 6.14; la cámara y el detector son ubicados respectivamente lo más cerca posible de la superficie lateral del maniquí, de manera que se reproduzcan fielmente las técnicas utilizadas rutinariamente, inicialmente se realizó la prueba con la cámara conectada a el electrómetro PTW Diados E T 11035 a través de un adaptador PTW modelo T 16018; despues se utilizó el detector conectado al electrómetro mencionado previamente, luego se procedió a irradiar para lo cual se utilizaron los parámetros de exposición usados con mayor frecuencia en pacientes; 70 kVp , $0,30\text{ ms}$ y una corriente de 7 mA .

Las lecturas realizadas con el detector se presentan en la tabla 6.12, mientras que las data obtenida con la cámara de ionización se presenta en la tabla 6.13. Una vez lista la data se realizó los respectivos cálculos los cuales se presentan en forma detallada en el Apéndice A. De acuerdo con los resultados se puede presentar los valores obtenidos de la dosis en piel en cada uno de los equipos estudiados utilizando ambos detectores tal como se muestra el la tabla 6.14.



Figura 6.14: Montaje experimental utilizado para la medición del kerma en la superficie de la piel utilizando una cámara de ionización tipo lápiz, un detector de estado sólido y un fantoma de PMMA.

Lectura		$L_1 (nC)$	$L_2 (nC)$	$L_3 (nC)$	$\bar{L} (nC)$
Equipo					
1		48,17 ± 2,41	48,08 ± 2,40	47,79 ± 2,39	48,01 ± 2,40
2		44,67 ± 2,23	45,14 ± 2,26	47,22 ± 2,36	45,68 ± 2,43
3		45,33 ± 2,26	47,13 ± 2,36	45,43 ± 2,27	45,96 ± 2,30
4		43,06 ± 2,15	46,25 ± 2,31	43,25 ± 2,16	44,19 ± 2,21
5		40,50 ± 2,03	41,92 ± 2,01	40,50 ± 2,03	40,97 ± 2,05
7		47,13 ± 2,36	46,28 ± 2,31	46,56 ± 2,33	46,66 ± 2,33
8		46,47 ± 2,32	50,06 ± 2,50	49,12 ± 2,46	48,55 ± 2,43

Tabla 6.12: Tabla con valores de lecturas obtenidas en los distintos equipos utilizando el detector de estado sólido para radiodiagnóstico.

6.2.6.1. Discusión y Análisis de Resultados

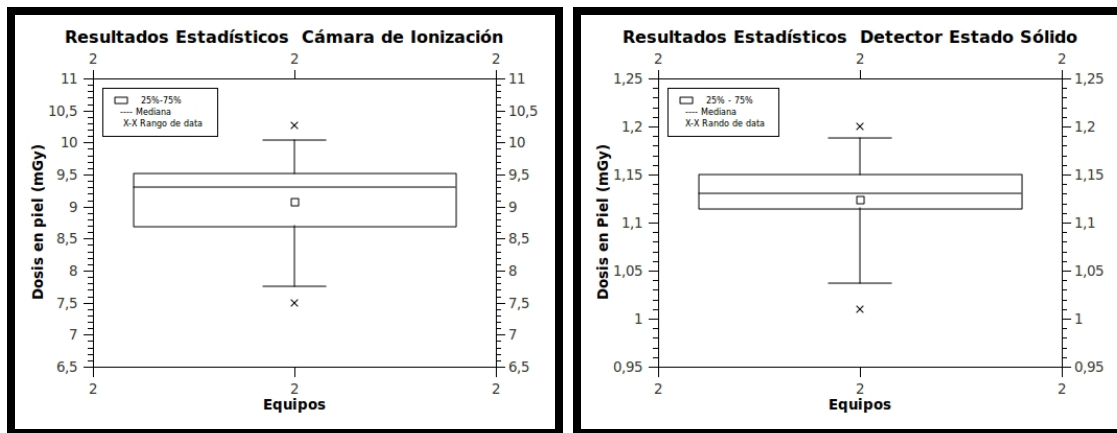


Figura 6.15: Resultados estadísticos de dosis en piel: camara de ionización (izquierda), detector de estado sólido (derecha)

Una manera de determinar la acción de la radiación sobre la materia es medir la energía que deposita en los átomos de la misma. Este depósito se mantiene mediante la ionización de los átomos. A partir del conjunto de lecturas obtenidas para la cámara de

Equipos	Valores encontrados								Valor K_{pt}
	L_1 (pC)	L_2 (pC)	L_3 (pC)	\bar{L} (pC)	P_{ref} (hPa)	P_{fin} (hPa)	T_{ref} (°C)	T_{fin} (°C)	
Equipo 1	67,28 ± 3,37	67,12 ± 3,36	67,10 ± 3,36	67,17 ± 3,36	1013,2	918	20	19,8	1,1028
Equipo 2	76,70 ± 3,83	75,04 ± 3,75	74,74 ± 3,74	75,49 ± 3,77	1013,2	918	20	19,8	1,1028
Equipo 3	85,68 ± 4,28	86,36 ± 4,32	85,78 ± 4,29	85,61 ± 4,28	1013,2	918	20	19,8	1,1028
Equipo 4	75,00 ± 3,75	75,04 ± 3,75	75,34 ± 3,77	75,13 ± 3,76	1013,2	918	20	19,8	1,1028
Equipo 5	80,28 ± 4,01	81,92 ± 4,10	81,38 ± 4,07	81,19 ± 4,06	1013,2	919	20	19,7	1,1013
Equipo 7	84,78 ± 4,24	85,20 ± 4,26	86,00 ± 4,30	85,33 ± 4,27	1013,2	919	20	19,8	1,1018
Equipo 8	86,48 ± 4,32	82,04 ± 4,10	82,08 ± 4,10	83,53 ± 4,18	1013,2	918	20	19,8	1,1028

Tabla 6.13: Tabla con valores de lecturas obtenidas en los distintos equipos utilizando la cámara de ionización tipo lápiz.

ionización presentados en la tabla 6.13 se procesaron los datos utilizando el algoritmo planteado en la subsección 5.3.9 para lo cual se tomaron los siguientes valores de corrección: el factor correspondiente al equipo 1 por presión y temperatura fué de 1,1028; el correspondiente a la calidad del haz que en nuestro caso es RQR5 utilizado para 70 kVp de 1,03 y el factor de la cámara $8,176 \times 10^7 \left(\frac{Gy\ cm}{C} \right)$. Todos estos cálculos se explican en forma detallada en el Apéndice A.

En la tabla 6.14 se muestran los resultados del presente estudio, de acuerdo con el análisis efectuado en los valores obtenidos a través de la cámara de ionización, se tiene un valor de dosis mínima de $7,49 \pm 0,45$ mGy alcanzado en el equipo 1 y uno de dosis máxima de $10,26 \pm 0,62$ mGy alcanzado en el equipo 2. El valor medio calculado correspondiente a la dosis entregada es de $9,07 \pm 0,54$ mGy.

De acuerdo con los valores obtenidos se puede afirmar que las dosis encontradas con la cámara de ionización rebasan los valores orientativos propuestos por el Organismo Internacional de Energía Atómica [33], quién propone valores de referencia orientativos de 7 mGy para exámenes rutinarios de tipo odontológico en la modalidad periapical, realizando un estudio estadístico pertinente presentado sus respectivos gráficos en la figura 6.15, se obtien un valor de dosis de $9,52 \pm 0,58$ mGy perteneciente al tercer cuartil, él cual está un 36 % por encima del valor de referencia orientativo. Éste valor se debe en gran medida a los problemas presentados por los equipos con el voltaje nominal, éste dista del voltaje medido en valores que oscilan entre un 13 % y un 15 % por encima del valor nominal; lo que dictamina una necesidad de un mantenimiento correctivo recordemos que a mayor voltaje mayor dosis, la corriente de tubo en realidad se mantuvo fija ya que este parámetro no se puede variar. El valor de la mediana de dosis obtenida es de $9,31 \pm 0,56$ mGy.

Luego de revisar y procesar la data correspondiente al detector de estado sólido utilizado para radiodiagnóstico presentada en la tabla 6.12, se utilizó el mismo algoritmo descrito previamente sin incluir correcciones por presión y temperatura; ya

Dosis obtenidas		
Equipo	Cámara de lápiz (mGy)	Detector(mGy)
1	$7,49 \pm 0,45$	$1,13 \pm 0,11$
2	$10,26 \pm 0,62$	$1,13 \pm 0,11$
3	$9,54 \pm 0,58$	$1,14 \pm 0,11$
4	$8,37 \pm 0,50$	$1,10 \pm 0,11$
5	$9,04 \pm 0,54$	$1,01 \pm 0,10$
7	$9,50 \pm 0,57$	$1,16 \pm 0,11$
8	$9,31 \pm 0,56$	$1,20 \pm 0,11$

Tabla 6.14: Tabla con valores de dosis en piel obtenidos a partir de mediciones realizadas con la cámara de ionización tipo lápiz y el detector de estado sólido para radiodiagnóstico.

que estas no aplican para éste caso en particular. El valor de corrección que debe ser tomado en cuenta de acuerdo al certificado de calibración del equipo es de $2,059 \times 10^4$ Gy y el factor de corrección por retrodispersión es de 1,2.

De acuerdo con los resultados correspondientes al detector de estado sólido presentados en la tabla 6.14, se tiene un valor de dosis mínima de $1,01 \pm 0,10$ mGy alcanzado en el equipo 5 y uno de dosis máxima de $1,20 \pm 1,2$ mGy alcanzado en el equipo 8. El valor medio calculado correspondiente a la dosis entregada es de $1,12 \pm 0,12$ mGy.

En cuanto a los valores de dosis obtenidos con el detector de estado sólido, en general fueron valores muy bajos pero muy estables comparados con los hallados utilizando la cámara, el valor de referencia encontrado perteneciente al tercer cuartil es de $1,15 \pm 0,12$ mGy y la mediana de $1,13 \pm 0,11$ mGy. La principal causa de esto se puede atribuir al corto periodo de tiempo de exposición al que se aplicó al detector apenas se logra alcanzar el umbral necesario para la formación de par electrón hueco, aunado al reducido espacio efectivo que presenta el detector que es de aproximadamente 4 mm, además la geometría no permite realizar un lectura correcta de la radiación secundaria,

que sí sucede en el caso de la cámara la energía promedio para producir un par electrón hueco es 10 veces menor que en el aire en realidad no tenemos valores de referencia en la literatura.

Los valores encontrados con la cámara de ionización nos muestran que debido a su mayor longitud a lo largo de su volumen axial tiene mayor probabilidades de formación de pares iónicos además de la posibilidad de detectar la radiación dispersa, que de acuerdo con la dosis equivalente encontrada es grande, generada por el haz; sin embargo existe una fluctuación relativa en torno a los valores encontrados.

Valores Orientativos de Referencia Provisionales				
Dispositivo	Dosis	Mayor valor	Menor valor	Tercer
Detector	media (mGy)	de dosis (mGy)	de dosis (mGy)	cuartil (mGy)
Cámara de ionización	$9,07 \pm 0,54$	$10,26 \pm 0,62$	$7,49 \pm 0,45$	$9,52 \pm 0,58$
Detector estado sólido	$1,12 \pm 0,11$	$1,20 \pm 0,11$	$1,10 \pm 0,11$	$1,13 \pm 0,11$

Tabla 6.15: Tabla con valores orientativos de dosis encontrados como resultado del presente estudio.

Conclusiones

La idea fué proponer inicialmente un control de calidad a equipos odontológicos de tipo periapical, donde se evaluarón parámetros físicos inherentes a equipos de rayos X tales como: capa hemireductora, exactitud en el voltaje de tubo, reproducibilidad del tiempo de exposición; luego realizar mediciones, con una cámara de ionización, un detector de estado sólido y un maniquí de PMMA, de dosis entregada al paciente en los estudios realizados con mayor frecuencia.

Se elaboró una revisión exhaustiva bibliográfica y se implementaron pruebas dentro de un protocolo, el cual contiene un conjunto de pruebas propuestas por distintos organismos internacionales especializados en el área de Radiodiagnóstico así como la normativa venezolana en materia de radiaciones ionizantes.

Se han encontrado algunas diferencias significativas en los parámetros inherentes a los equipos de rayos X objeto de el presente estudio tales como: kVp y tiempo los cuales traen como consecuencia un incremento en la dosis de radiación recibida en los respectivos estudios, y cuya corrección implicará una disminución de la dosis empleada.

Los valores orientativos provisionales de dosis en la superficie de la piel para un estudio rutinario periapical es de $9,52 \pm 0,58$ mGy pertenecientes al tercer cuartil para la cámara de ionización y $1,15 \pm 0,12$ mGy para el detector.

Aunque el nivel de cumplimiento de las recomendaciones oficiales de protección radiológica es insatisfactorio, la instauración de la normativa de control de calidad en

el área de radiodiagnóstico odontológico supone una mejora progresiva en los valores orientativos encontrados.

La forma más adecuada de obtener una reducción importante en la dosis que recibe el paciente así como el POE y mantener una adecuada calidad de la imagen, es la implementación de un programa continuo de Control de Calidad complementado con un mantenimiento correctivo de los equipos.

Es necesario comentar la problemática presentada en el presente TEG. Existen pruebas incluidas dentro del protocolo que no pudieron llevarse a cabo ya que el sistema de revelado no funcionaba al momento que se realizaron las mediciones debido a falta de insumos, además del corto espacio de tiempo que se pudieron utilizar los equipos.

Este TEG demuestra que cada vez es más necesario afianzar la presencia del Físico Médico en el área de radiodiagnóstico.

Capítulo 7

Apéndice

7.1. Apéndice A

7.1.1. Cálculos Realizados

En este apartado se presenta los cálculos realizados para las diferentes pruebas, se tomó como muestra general la data correspondiente al equipo 01.

1. Dosis Equivalente (D_e) (Zona 1).

$$D_e = \left[\underbrace{\left(\frac{96,55 \mu R}{11,55 mAs} \right)}_I \underbrace{\left(\frac{0,9 Rad}{1 R} \right)}_{II} \underbrace{\left(\frac{1 Sv}{100 Rad} \right)}_{III} \underbrace{(1,1)}_{IV} \underbrace{\left(\frac{84 mAs}{año} \right)}_V \right] = \underbrace{0,00695}_{VI} \left(\frac{mSv}{año} \right)$$

Donde se tiene:

- I.- Cociente entre la lectura obtenida y el mAs.

- Cálculo del mAs.

$$mAs = \underbrace{(7 mA)}_a \times \underbrace{(1,65 seg)}_b = 11,55 mAs$$

Donde se tiene:

- a.- Valor fijo de corriente proporcionado por el equipo.

b.- Máximo valor de tiempo dentro del rango de operación del equipo.

II.- Equivalencia entre un Roentgen y un Rad, el valor real sin aproximar de un Roentgen es de 0,876 Rad.

III.- Equivalencia entre un Rad y un Sievert.

IV.- Valor de la corrección por K_{pt} .

V.- Carga considerada de trabajo

VI.- Valor de dosis equivalente D_e obtenida.

2. Radiación de Fuga

3. Voltaje de tubo.

- Promedio

$$\bar{L} = \frac{(79,8 + 79,0 + 77,6)kV}{3} = 78,8 kV$$

- Desviación estándar.

$$\sigma_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{3} (79,8 - 78,8)^2 + (79,0 - 78,8)^2 + (76,6 - 78,8)^2} = 1,4$$

- Exactitud.

$$Desvio \text{ Maximo } (\%) = 100 \left\| \left[\frac{70,0 - 79,8}{70} \right] \right\| = 14 \%$$

- Reproducibilidad.

$$Desvio \text{ Maximo } (\%) = 100 \left[\frac{79,8 - 77,6}{\left(\frac{79,8+77,6}{2}\right)} \right] = 2,80 \%$$

4. Capa Hemirreductora (CHR).- Para los valores calculados se utiliza la ecuaci3n citada en el protocolo, los valores que se cambiaron fueron los del espesor de los

mm de Al es decir el primer término de la mano derecha.

$$CHR = \underbrace{-1 \text{ mm Al}}_a \left[\frac{\overbrace{0,693}^b}{\underbrace{\ln \left(\frac{13,98 \text{ nC}}{18,93 \text{ nC}} \right)}_c} \right] = 2,2 \text{ (mm Al)}$$

Donde se tiene:

- a.- Representa los valores de las láminas de aluminio, los cuales varían a medida que se aumenta el espesor.
- b.- Corresponde al valor del logaritmo neperiano de 2.
- c.- Es el valor dado por logaritmo neperiano del cociente de la transmisión entre las lecturas con filtro correspondiente a la lámina utilizada y sin el filtro respectivo.

5. Exactitud y Reproducibilidad del tiempo de exposición:

6. Mediciones de dosis en piel:

De acuerdo con el TRS 457, el valor del kerma en aire (K_i) lo podemos hallar a través de la siguiente ecuación:

$$K_i = \bar{M} N_{KQ} K_Q K_{pt}$$

donde:

\bar{M} es el promedio de las lecturas.

N_{KQ} es el factor de corrección de la cámara de lápiz, que de acuerdo con el certificado de calibración de ésta es $8,176 \times 10^7 \left(\frac{\text{Gy.cm}}{\text{C}} \right)$.

K_Q es el factor de corrección adimensional para la calidad del haz que se está utilizando, en nuestro caso es el RQR5 cuyo valor correspondiente es de 1,03.

K_{pt} es el factor de corrección adimensional para la presión expresada en hectopascuales y la temperatura en grados centígrados.

Luego el valor obtenido debe ser utilizado para hallar la dosis en piel mediante la siguiente ecuación:

$$D_s = K_i \times K_{pt} \times K_Q \times BSF \quad (7.1)$$

Promedio de las lecturas.

$$\bar{L} = \frac{(67,28 + 67,12 + 67,10)pC}{3} = 67,17 pC^1$$

Corrección por K_{pt} :

$$K_{pt} = \left[\left(\frac{273,15^\circ C + 19,8^\circ C}{273,15^\circ C + 20^\circ C} \right) \left(\frac{1013 hPa}{918 hPa} \right) \right] = 1,1028$$

$$K_{pt} = 1,1028$$

Valor de kerma en aire K_i

$$K_i = \left[\frac{(67,17 \times 10^{-12}) C \times (8,176 \times 10^7) \frac{Gy.cm}{C} \times (1,03) \times (1,1028)}{1 cm} \right]$$

$$K_i = 6,238 \times 10^{-3} Gy = 6,24 mGy$$

Ahora cuando utilizamos la ecuación 7.1 se obtiene el valor de dosis promedio que se recibe en la piel utilizando la cámara de ionización tipo lápiz (D_{sc}) por cada examen que se realice en el equipo 1, es preciso señalar que ya no se multiplica por K_{pt} ni tampoco por K_Q ya que estos valores se utilizaron previamente para calcular el valor de K_i :

$$D_{sc} = 6,24 mGy \times 1,2 = 7,488 mGy$$

¹pC=pico Coulomb

Ahora cuando se utiliza el detector de estado sólido el cálculo realizado es el siguiente:

$$D_{s_d} = \left[\underbrace{(45,68 \times 10^{-9})}_a C \times \underbrace{(2,059 \times 10^4)}_b \frac{Gy}{C} \times \underbrace{(1,2)}_c \right]$$

Donde se tiene que:


- a.- Es el valor promedio de las lecturas tomadas.
- b.- Corresponde al valor de corrección del detector de estado sólido.
- c.- Es el factor de corrección por backscattering.

Se obtiene que el valor de dosis en la superficie de la piel utilizando el detector de estado sólido (D_{s_d}) para el equipo 1 es el siguiente:

$$D_{s_d} = 1,13 \text{ mGy}$$

7.2. Apéndice B

Se anexa el respectivo certificado de calibración del medidor de kV.



KALIBRIERSCHEIN NR.
Calibration Certificate No.
 1110929

PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de

Kalibriergegenstand / Calibration Object

Nicht-invasives kV-Messgerät und Dosimeter / *Non-invasive kV-Meter and Dosimeter*
DIAVOLT UNIVERSAL T43014-01140

Hersteller / *Manufacturer* PTW-Freiburg

Auftraggeber / *Customer* Meditron C.A.
 Calle 10, Edf. Meditron, La Urbina
 YV-1073 Caracas

Auftragsnummer / *Order No.* R51750
 Auftragsdatum / *Order Date* 03.03.2011

Ergebnis der Kalibrierung / Calibration Results

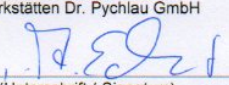
Messgröße / <i>Measuring Quantity</i>	PPV <small>≙ practical peak voltage / IEC 61676</small>	K_{Air} (Luftkerma / <i>Air Kerma</i>)
Messergebnis in / <i>Measurement result in</i>	kV	Gy
Kalibrierfaktor / <i>Calibration Factor</i>	N_{kV} = 1,00	N_K = 1,00
Unsicherheit der Kalibrierung / <i>Uncertainty of calibration</i>	$\epsilon = 2 \%$ <small>($\epsilon \leq 1 \text{ kV}$ für / at PPV < 40 kV)</small>	$\epsilon = 2 \%$
Kalibrierdatum / <i>Calibration Date</i>	16.03.2011	
Empfohlenes Rekalibrierintervall / <i>Recommended recalibration interval</i>	2 Jahre / <i>2 years</i>	
Messbereiche und Strahlenqualitäten / <i>Measuring range and radiation qualities</i>	konventionell / <i>conventional</i> : [40...150] kV, [RQR2...RQR10] MAM / <i>MAM</i> : [22...40] kV, [RQR-M 1...RQR-M 4] MRV x, WAV x, WMV x, WRV x, x = 25, 28, 30, 35 (kV)	

Kalibrierbedingungen und Aufbau / Calibration Conditions and Set-up

	W-Anode [40...150] kV	Mo-Anode [22...40] kV
Anodenwinkel / <i>Anode Angle</i>	12°	20°
HV-Wellenform / <i>HV Waveform</i>	CP (constant potential)	HF (high frequency)
Feldgröße / <i>Field Size</i>	12 cm x 12 cm	16 cm x 16 cm
Fokusabstand / <i>Focal Distance</i>	50 cm	60 cm
Belichtungszeit / <i>Irradiation Time</i>	0,4 s	0,4 s

Freiburg, den 17.03.2011

PTW-Freiburg
 Physikalisch-Technische
 Werkstätten Dr. Pychlau GmbH


 (Unterschrift / *Signature*)

Seite 1 / 2 / page 1 / 2

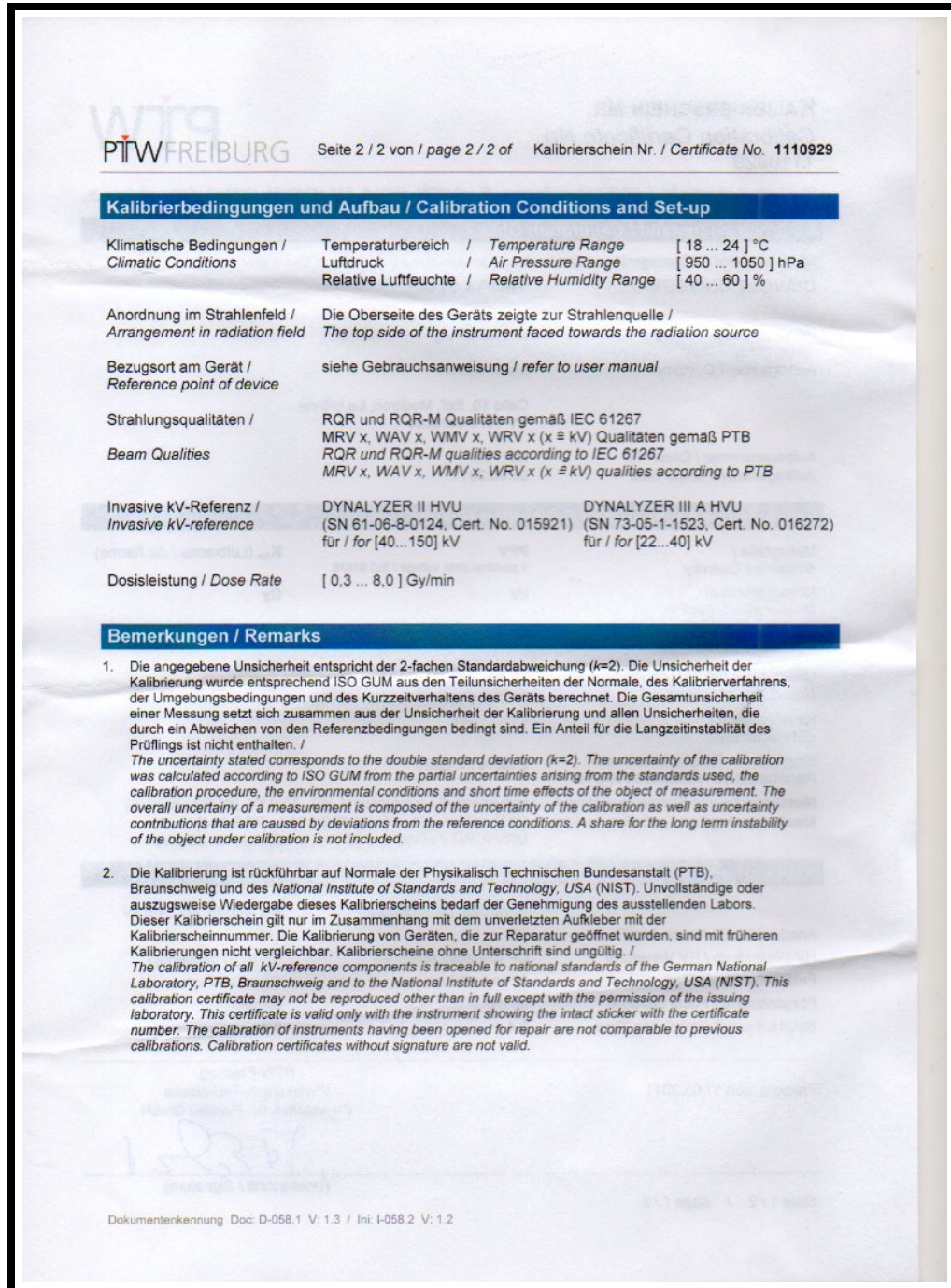


Figura 7.1: Certificado de calibración del kVpímetro entregado por el laboratorio de PTW-Freiburg.

Bibliografía

- [1] European Commission European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images EUR 16260.
- [2] ICRP (1996) Radiological Protection and Safety in Medicine. Publication 73 Ann. ICRP 26/2
- [3] Paul Tipler. (2000) Física para la ciencia y tecnología, Editorial Reverté. Vol. 2. (pg:1209-1233)
- [4] Marcelo Alonso, Edward J Finn. (1970) Física. Campos y Ondas. Fondo Educativo Interamericano, S. A. Volumen II.
- [5] Recaredo Gómez Mattaldi. (1968) Radiología Odontológica. Editorial Reverté. (pg: 66 – 67)
- [6] E.B. Podgorsak. Radiation Oncology Physics a Handbook for Teachers and Students.
- [7] Frank Herbert Attix. (1986) Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Publicado por John Wiley and Sons.
- [8] Bushberg Jerrold, Seibert J, Leidholdt Edwin, Boone John. (1994) The Essential Physics of Medical Image.
- [9] Knoll Glenn Frederick. (1978) Radiation Detection Measurement, Third Edition.

-
- [10] Autoridad Regulatoria Nuclear. Curso de Postgrado en Protección Radiológica y Seguridad Nuclear.
- [11] International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Radiation Quantities and Units, Report 33. Whashington DC.
- [12] R. Resnick.,R. Eisberg (2006) Física Cuántica: Átomos, Moléculas, Núcleos y Partículas, (pg: 66, 2006).
- [13] I.D. Napier. (1999) Reference Doses For Dental Radiography, British Dental Journal, Volume 8, (pg:)
- [14] Faiz M. Khan. (1994) The Physics of Radiation Therapy, Second Edition, .
- [15] Norma Venezolana Covenin. (2000) Protección contra las radiaciones ionizantes provenientes de las fuentes externas usadas en medicina. Parte 1: Radiodiagnóstico Médico y Odontológico, (pg:1-23).
- [16] B L Chadwick ,P H M Dummer. (1988) Factors Affecting the Diagnostic Quality of Bittewing Radiograhs, Br Dental Journal; (pg: 80-84)
- [17] James A. Sorenson, Michael E. Phelps. (1987) Physics in Nuclear Medicine. W.B. Saunders Company.
- [18] Código de Práctica IAEA. (2006) Dosimetry in diagnostic radiology an international code of practice, Viena.
- [19] Bushong Stewart. Manual de radiología para técnicos: Física, Biología y Protección Radiológica, 6ta edición.
- [20] P. Isoardi, R. Ropolo. (2003) Measurement of dose-width product in panoramic dental radiology edición. The British Journal of Radiology, 76 (pg: 129-131).
- [21] Cember, Hermann. Introduction to Health Physics. (pg:33-34)

-
- [22] P.A. Gisone y M. del R. Perez. La Protección Radiológica del Paciente: Marco Conceptual, Nuevas Recomendaciones a Nivel Internacional.
- [23] NCRP. (1987) Recommendations on limits for exposure to ionizing radiation. Report *Nº*. 91 Bethesda, MD; National Council on Radiation Protection and Measurements.
- [24] SEFM-SEPR (Sociedad Española de Física Médica - Sociedad Española de Protección Radiológica). (2002) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Aspectos Técnicos.
- [25] Arcal XLIX (Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y Tecnología Nuclear en América Latina y el Caribe). Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.
- [26] Sociedad Valenciana de Protección Radiológica y Radiofísica. Manual de Procedimientos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.
- [27] American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics. AAPM Report *Nº* 25 Protocols for the Radiation Safety Surveys of Diagnostic Radiologic Equipment.
- [28] IAEA 2006. Dosimetry in Diagnostic Radiology An International Code of Practice.
- [29] National Radiation Laboratory Ministry of Health. Code of Safe Practice for the use of X-Rays in Dentistry.
- [30] Finestres Fernando. Protección en Radiología Odontológica.
- [31] Radiological Protection Institute of Ireland. Code of Practice for Radiological Protection in Dentistry.
- [32] Recommended Safety Procedures for the Use of Dental X-Ray Equipment Radiation Protection in Dentistry.

-
- [33] International Atomic Energy Agency. (1996) International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for safety of radiation sources, Safety Series *N*o 115. Vienna: IAEA.